

VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ
BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ
ÚSTAV MECHANIKY TĚLES, MECHATRONIKY A BIOMECHANIKY

FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING
INSTITUTE OF SOLID MECHANICS, MECHATRONICS AND BIOMECHANICS

DEFORMAČNĚ NAPĚŤOVÁ ANALÝZA ČELISTI SE ZUBNÍM IMPLANTÁTEM BOI

STRESS-STRAIN ANALYSIS OF JAW WITH TOOTH IMPLANT TYPE BOI

DIPLOMOVÁ PRÁCE
DIPLOMA THESIS

AUTOR PRÁCE
AUTHOR

MARCIÁN PETR

VEDOUCÍ PRÁCE
SUPERVISOR

Ing. ZDENĚK FLORIAN, CSc.

BRNO 2008

ABSTRAKT

Předložená práce se zabývá deformačně napěťovou analýzou čelisti se zubním implantátem. Implantát slouží jako vhodný pilíř pro korunku či můstek při ztrátě jednoho nebo více zubů. Práce je zaměřena na zubní implantáty typu BOI (basálně – oseo – integrovatelné), jejichž výrobcem je firma DENTALIHDE.

Deformačně-napěťové stavy soustavy dolní čelisti s implantátem byly určeny výpočtovým modelováním, metodou konečných prvků. Modelována je podstatná část spodní čelisti s aplikovanými implantáty typu EDS a EDDS. Po zavedení implantátu nastává proces hojení. Proto je zvláštní pozornost věnovaná deformačně – napěťovým stavům na různé úrovni oseointegrace. V práci je detailně popsána tvorba jednotlivých částí výpočtového modelu i jeho řešení. Součástí práce je prezentace rozsáhlého souboru výsledků a následná deformačně napěťová analýza.

K vytvoření modelu geometrie byl použit SolidWorks 2005. Výpočtový model a vlastní řešení bylo provedeno pomocí systémů ANSYS 11.0 a ANSYS Workbench.

ABSTRACT

Submitted master thesis deals with stress - strain analysis of jaw, with dental implant. The implant serve as a suitable pillar for crown or dental bridge, when one or more teeth are lost. The project is oriented on BOI (basale - oseo - integrable) dental implant type, which is produced by DENTALIHDE company.

Stress – strain condition of the mandible system with implant have been established by computational simulation, with use of the final elements method. Important part of down jowl is simulated on with EDS and EDDS applied types of implants. After implementation the implant begins to heal. Therefore the special attention is paid to stress - strain states on various level of osteointegration. There is a detail description of production of single part computational model and his solving in the master thesis. Presentation of large chapter with results and subsequent alteration stress - strain analysis is part of the master thesis.

Program SolidWorks 2005 was used to create the geometric model. Computational model and the actual solving was accomplished with use of ANSYS 11.0 and ANSYS Workbench systems.

KLÍČOVÁ SLOVA

Zubní implantáty, spodní čelist, mandibula, oseointegrace, osteoporóza, deformační a napěťová analýza, MKP (metoda konečných prvků), ATOS (vyspělý typometrický senzor)

KEY WORDS

Dental Implants, Jaw, Mandible, Osseointegration, Osteoporosis, Stress-Strain Analysis, FEM (Finite Element Method), ATOS (Advanced Topometric Sensor).

BIBLIOGRAFICKÁ CITACE

MARCIÁN, P. *Deformačně napěťová analýza čelisti se zubním implantátem BOI*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2008. 93 s. Vedoucí diplomové práce Ing. Zdeněk Florian, CSc.

PROHLÁŠENÍ

Tímto prohlašuji, že diplomovou práci jsem vypracoval sám pod vedením ing. Zdeňka Floriana, Csc. s využitím vlastních znalostí a použité odborné literatury.

Petr Marcián, Brno, 2008

PODĚKOVÁNÍ

Tímto bych chtěl velice poděkovat mému vedoucímu diplomové práce Ing. Zdeňku Florianovi, CSc. Především za jeho ochotu, trpělivost, čas, neocenitelné rady a připomínky při psaní této diplomové práce. Dále bych chtěl poděkovat mým kolegům ze školy za drobné, mnohdy velmi důležité postřehy týkající se řešení daného problému. Největší poděkování patří mým rodičům, kteří mě podporovali v průběhu celého studia a kterým vděčím nejen za doposud získané vzdělání.

OBSAH

1	ÚVOD	- 13 -
1.1	HISTORIE IMPLANTOLOGIE	- 13 -
1.2	ZÁKLADNÍ ROZDĚLENÍ	- 14 -
2	POPIS PROBLÉMOVÉ SITUACE.....	- 15 -
3	FORMULACE PROBLÉMU A CÍLE ŘEŠENÍ	- 16 -
3.1	FORMULACE PROBLÉMU.....	- 16 -
3.2	CÍLE ŘEŠENÍ	- 16 -
4	METODA ŘEŠENÍ	- 17 -
5	REŠERŠE	- 18 -
5.1	VYTVOŘENÍ MODELU GEOMETRIE	- 18 -
5.2	VYTVOŘENÍ MODELU MATERIÁLU	- 19 -
5.3	ZATÍŽENÍ A VAZBY PRVKŮ SOUSTAVY	- 21 -
5.4	HODNOCENÍ REŠERŠNÍCH STUDÍ	- 21 -
6	ANATOMIE Z HLEDISKA ŘEŠENÉHO PROBLÉMU.....	- 22 -
6.1	STAVBA DOLNÍ ČELISTI (MANDIBULY)	- 22 -
6.2	NERVNÍ A CÉVNÍ SYSTÉM VE SPODNÍ ČELISTI	- 26 -
6.3	ZUBY.....	- 26 -
6.4	ŽVÝKACÍ SVALY.....	- 27 -
7	POPIS ZUBNÍHO IMPLANTÁTU BOI.....	- 28 -
8	TVORBA MODELU A ŘEŠENÍ	- 31 -
8.1	MODEL GEOMETRIE.....	- 31 -
8.1.1	Model geometrie zubního implantátu BOI	- 31 -
8.1.2	Model geometrie spodní čelisti (mandibuly)	- 32 -
8.1.3	Model geometrie pro různé varianty řešení	- 36 -
8.2	MODEL MATERIÁLU	- 40 -
8.2.1	Model materiálu kosti.....	- 40 -
8.2.2	Model materiálu kostní tkáně a hodnoty materiálových charakteristik	- 44 -
8.2.3	Model materiálu implantátu.....	- 46 -
8.3	MODEL VAZEB	- 47 -
8.3.1	Model vazeb	- 47 -
8.3.2	Model spojení	- 48 -
8.4	MODEL ZATÍŽENÍ	- 51 -

8.5	DISKRETIZOVANÝ MODEL	- 53 -
8.5.1	Obecný popis použitých prvků	- 53 -
8.5.2	Tvorba diskretizovaného modelu	- 55 -
8.6	REALIZACE VÝPOČTU	- 58 -
8.6.1	Použitý hardware	- 58 -
8.6.2	Nastavení parametrů řešiče.....	- 58 -
9	PREZENTACE A ANALÝZA VÝSLEDKŮ	- 59 -
9.1	PŘEHLED ŘEŠENÝCH VARIANT	- 59 -
9.2	CITLIVOSTNÍ ANALÝZA	- 60 -
9.2.1	Vliv modulu pružnosti spongiózní kosti na posuvy implantátu.....	- 60 -
9.2.2	Vliv modulu pružnosti spongiózní kosti na intenzitu přetvoření kostních tkání.....	- 66 -
9.3	ANALÝZA NAPJATOSTI A DEFORMACE IMPLANTÁTU A KOSTNÍ TKÁNĚ	- 73 -
10	ZÁVĚR	- 87 -
11	POUŽITÁ LITERATURA	- 89 -
12	PŘÍLOHY	- 91 -

1 ÚVOD

Změny, kterými společnost v současné době prochází, se úzce dotýkají péče člověka o zdraví a zevnějšek. Na trhu práce se objevuje stále více nabídek zaměstnání, která vedle dokonalých profesních a jazykových znalostí vyžadují přiměřený vzhled. Jedním z nedostatků může být i špatný stav chrupu, který nejenže kazí estetický vzhled, ale svědčí také o nedokonalé péči člověka o své zdraví. Zdravé zuby jsou všeobecně uznávanou a akceptovatelnou „společenskou“ podmínkou estetického vjemu nejenom při každodenním jednání člověka. Vadami chrupu máme na mysli různé druhy poškození počínaje zubním kazem, ztrátou jednoho či více zubů a úplnou bezzubostí konče. Tyto vady mohou být způsobeny buďto špatnou životosprávou, či špatně vedenými hygienickými návyky nebo nemocí, popřípadě mohou být zapříčiněny úrazem. Zubní náhrada je v dnešní době aktuálním tématem, které se týká více než 50% populace ve věku nad 40 let. V neposlední řadě se zuby podílí na kvalitě artikulace při verbálním projevu.

Součástí společenských změn jsou také významné změny probíhající ve stomatologii. Objevuje se nové dokonalejší vybavení stomatologických ordinací včetně nových sanačních a protetických materiálů. Bouřlivým vývojem také prochází stomatologická implantologie, tedy obnova chrupu pomocí zubních implantátů. Zubní implantáty jsou umělé náhrady chybějících zubů, které jsou upevněné přímo v čelisti. Menší část implantátu tvoří v dutině ústní pilíř, na který je připevněna umělá zubní korunka (při ztrátě jednoho zubu), nebo můstek (při náhradě vícero zubů). Větší část implantátu je zakotvena v čelistní kosti.

1.1 Historie implantologie

- první nálezy primitivních dentálních implantátů pocházejí ze starého Egypta, kde se tehdejší ztracené zuby pokoušeli ranhojiči nahradit čepy ze slonoviny
- v 18. století vznikla v Evropě stomatologie jako samostatný obor, objevují se první vědecké práce o stomatologii
- na začátku 18. století se začaly používat první zubní protézy ze slonoviny a kovu (zlato, stříbro), později se objevují i protézy z porcelánu a plastu
- moderní vývoj probíhá zhruba od poloviny 20. století, a tak se tvar i materiál implantátů dnes už celkem ustálil. Většinou jde o implantáty ve tvaru válce se závitem, vyrobené z téměř čistého titanu se speciálně zvrásněným povrchem.

- dentální implantáty a jimi držené umělé zuby, které obnoví pevný chrup, se používají již více než 40 let

Přes velké úspěchy zůstává řada problémových oblastí. Jedna z největších zahrnuje problémy související se špatnou kvalitou kostní tkáně. V současné době je na našem i světovém trhu mnoho typů a druhů dentálních implantátů lišících se tvarem, povrchem, složitostí implementace a cenou. Neocenitelným faktorem v zubní implantologii je zkušenost chirurga, která je k nezaplacení. Je nutné si uvědomit, že dentální implantáty nejsou vhodným řešením pro každého pacienta. Proto „klasická“ zubní protetika musí být i dnes schopná nabídnout řešení, které je plně vyhovující jak z pohledu dlouhodobé funkce, tak i estetiky.

1.2 Základní rozdělení

Základní dělení obsahuje implantáty tří typů (viz obr 1.1).



*Válcové (šroubové)
implantáty*

Žiletkové implantáty

*BOI (Basal – Oseo – Inte-
graci) implantáty*

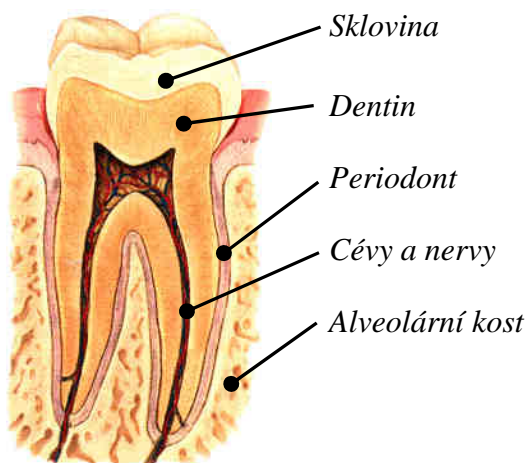
Obr. 1.1 Tvary dentálních implantátů

Každý z uvedených tvarů má v určitých indikacích své opodstatnění. Implementace jako komplexní problém v sobě mj. zahrnuje i biomechanickou část. V diplomové práci se budu zabývat implantáty typu BOI (Basal – Oseo – Integraci, neboli basalooseointegrační metoda), což je typ diskového implantátu, jenž má od standardních implantátů odlišnou geometrii s daleko větší intraosseální částí. Tyto implantáty jsou zaváděny do stabilní, úbytku nepodléhající báze čelisti, kde se vhojí, oseointegrují. Mají využití ve zvláštních případech, kdy není dostatečná nabídka kosti z důvodu úbytku ve vertikálním směru (parodontitidou těžce poškozená čelist).

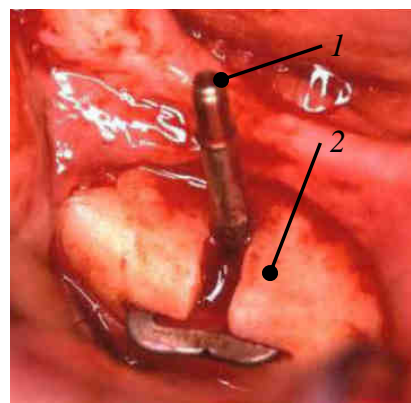
2 POPIS PROBLÉMOVÉ SITUACE

Zuby jsou uloženy v horní a dolní čelisti. Spolu s čelistmi tvoří významnou část žvýkacího aparátu a významně se podílí na artikulaci mluveného slova. Základní funkcí žvýkacího aparátu je oddělování a rozměňování stravy. Oddělovací a rozměňovací operace mají mechanický charakter. Jedná se o operace, které jsou charakteristické velkým mechanickým namáháním prvků této soustavy, nejen při rozměňování stravy. U člověka má tato soustava ještě jednu zvláštnost, konkrétně tu, že je součástí velmi pohyblivé a citlivé části lidského těla - lebky. Proto její struktura musí být vytvořena efektivně. Nemůže být těžká a musí být dostatečně tuhá. Při bližší mechanické analýze zjistíme, že tyto požadavky splňuje nejen dolní čelist, ale především systém uložení zubů v čelistech.

Zuby jsou v kosti zavěšeny na mikroskopických drobných závěsných (parodontálních) vláčkách v periodontu (viz obr. 2.1). Jejich uložení je pružné, na rozdíl od zubních implantátů (viz obr. 2.2). Ty jsou v kosti oseointegrované, kost je přímo vrostlá do mikronerovností implantátu. Mezi korunkou, implantátem a kostí dochází při žvýkání k mechanické interakci, která podstatným způsobem ovlivňuje úspěšnost implantace. Kvantitativní posouzení mechanické interakce lze provést na základě určení deformačně napětových stavů popsané soustavy. Vzhledem ke složité geometrii, materiálovým vlastnostem a spojením mezi prvky této soustavy, určení deformace a napjatosti vyžaduje vyřešení řady dílčích problémů.



Obr. 2.1 Základní stavba zubu



Obr. 2.2 Osteotomie (1-BOI implantát, 2-spodní čelist(mandibula))

3 FORMULACE PROBLÉMU A CÍLE ŘEŠENÍ

3.1 Formulace problému

Realizace deformačně napět'ové analýzy čelisti se zubním implantátem BOI.

3.2 Cíle řešení

Cílem práce je vytvořit výpočtový model čelisti se zubním implantátem a provést srovnávací analýzu dvou typů implantátů BOI při různém stupni oseointegrace s uvažováním různých variant topologie implantátu v čelisti.

4 METODA ŘEŠENÍ

Formulovaný problém lze zařadit mezi problémy obecné pružnosti pevnosti. Jejich řešení lze provést výpočtovým a experimentálním modelováním. Pro určité problémy lze použít také analogové, případně podobnostní modelování.

Pro řešení dříve formulovaného problému je efektivní metodou výpočtové modelování, které umožňuje simulování specifických stupňů oseointegrace. Vzhledem k charakteru geometrie, materiálových vlastností a vazeb, není možné použít analytické řešení.

Řešení problémů obdobného typu se v současnosti nejčastěji využívá metody konečných prvků. Jedná se o numerickou variační metodu, založenou na minimalizaci potenciální energie. Pro řešení problémů metodou konečných prvků se v současnosti používá několik komerčně zpracovaných výpočtových systémů (ANSYS, ABAQUS, COSMOS/M, NASTRAN). Jednotlivé systémy se liší uživatelským prostředím, případně jsou zaměřeny na řešení specifických problémů a jsou průběžně aktualizovány.

K vyřešení problému jsem použil výpočtový systém ANSYS 11.0, jehož licenci má k dispozici Ústav mechaniky těles. Pracoval jsem v prostředí ANSYS Workbench. Tato aplikace je uživatelsky příjemnější a umožňuje přehlednější vytvoření výpočtového modelu a nastavení řešiče. Lépe spolupracuje s parametrickými modeláři (SolidWorks, CATIA) a umožňuje také vlastní tvorbu modelu. Snadněji se v tomto prostředí prezentují výsledky.

5 REŠERŠE

Při zpracování literatury související s daným problémem byla pozornost zaměřena na tři základní oblasti související s tvorbou výpočtového modelu. První oblast se týká modelu geometrie spodní čelisti, implantátu a způsobu aplikace implantátu do čelisti. Druhá modelu materiálů. Třetí a poslední zatížení a vazeb prvků soustavy.

Pro jednotlivé oblasti bylo využito veškeré dostupné literatury, včetně internetových serverů.

5.1 Vytvoření modelu geometrie

- **Implantat Katalog 2008**



<http://www.implant.com/aio/index.php?page=149&cmd=&target=home>

Elektronický katalog s databází zubních implantátů a náhrad od Dr. Ihdeho, v němž jsou popsány druhy implantátů, které používá, a také značení a základní geometrické rozměry zubních implantátů BOI. Katalog také obsahuje seznam dentálních nástrojů a pomůcek pro zavedení zubních implantátů od tohoto výrobce.

- *Bücking Wolfram: **Dentální tipy a triky**, Berlín, Praha, Quintessenz, 2007*
- *Gérard M. Scortecchi, Carl E. Misch, Klaus-U Benner: **Implants and Restorative Dentistry**, Taylor & Francis, 2001*

V těchto knihách je všeobecně charakterizována kostní tkáň jak horní, tak i spodní čelisti. Mimo jiné se zde autoři zabývají kvalitami kostního lože potřebného pro zavedení zubních implantátů, tvarem a vlastnostmi jako je hustota a objem spongiózní a kortikální kosti. Navíc jsou zde kapitoly věnující se oseointegraci a kvalitě povrchu zubních implantátů.

- *Bc. Karel Drlík: **Aplikace reverzního inženýrství při rekonstrukci strojních dílů**, DP, VUT-Ústav strojírenské technologie, Brno, 2006*

Jedná se o diplomovou práci zabývající se aplikací reverzního inženýrství při rekonstrukci strojních dílů. Jsou v ní podrobně popsány použité technologie digitalizace, včetně popisu zařízení a software použitých pro proces rekonstrukce objemových těles, především systému ATOS.

5.2 Vytvoření modelu materiálu

Materiálové vlastnosti použitých implantátů i biologických tkání lze nalézt v mnoha odborných člancích jak na internetu tak i v odborné literatuře. Není tedy nutné provádět experiment za účelem zjištění materiálových charakteristik.

- **Innovations in Materials and Manufacturing of Dental Devices**

<http://meditech.cardiff.ac.uk/29March-2007/presentations/Giuseppe%20Cecila.ppt>

Autor: Guiseppe Cecila

- **Comparison of stress distribution and flexion aminy various design sof Bar attachments for Implant overdentures – A 3D Finite Element Analysis**

www.manipal.edu/announcements/Download%20paper%20format.doc

Autor: Vijay Prakash, Raviraja, Mariette D'Souza

- **Syncrystallization A Technique for Temporization of Immediately Loaded Implants with Metal - Reinforced Acrylic Resin Restorations**

http://www.dr-dhom.de/pdf/CIDRR_2006.pdf

Autor: Marco Degidi, Peter Gehrke

Tyto odborné články se zabývají napětově deformační analýzou zubních implantátů, zavedených do spodní čelisti. Jsou zde popsány mechanické vlastnosti kompaktní i spongiózní kosti. Uvedené práce vyšly v roce 2007.

- **Edentulation Alters Materiál Properties of Cortical Bone in the Human Mandible**

<http://jdr.iadrjournals.org>



Autor: C.L. Schwartz-Dabney, P.C. Dechow

Tento článek se zabývá studií modulu pružnosti spodní čelisti. Jsou zde popsány vlastnosti kortikální kosti při resorpci alveolárního výběžku, a také proměnlivost hodnot modulu pružnosti. Navíc se studie zabývá i tloušťkou kortikální kosti v jednotlivých částech spodní čelisti při její resorpci.

- **Harder and Stiffer Bone Osseointegrated to Roughened Titanium**

<http://jdr.iadrjournals.org>

Autor: F. Butz, H. Aita, C.J. Wang, T. Ogawa

Tento článek se zabývá vlastnostmi kostní tkáně a to jak kompakty, tak spongiózy. Dále jsou zde popsány charakteristické vlastnosti titanu a jeho schopnosti oseointergace s různým typem mikro-povrchu.

- **Relationship between Porotic Changes in Alveolar Bone and Spinal Osteoporosis**

<http://jdr.iadrjournals.org>

Autor: R. Binte Anwar, M. Tanaka¹, S. Kohno, M. Ikegame, N. Watanabe

Práce týkající se vlastností spodní čelisti postižené osteoporózou. Je zde rozebrána i problematika hustoty spongiózní kosti v alveolárním výběžku, která byla zjišťována pomocí mikro CT.

- <http://www.matweb.com/>

Tato internetová databáze obsahuje množství informací o technických materiálech a jejich mechanických vlastnostech.

- **Deformation of the Human Mandibule During Simulated Tooth Clenching**

<http://jdr.iadrjournals.org>

Autor: R T.W.P. Korioth, A.G. Hannam

Tato studie, již staršího data, uvádí materiálové vlastnosti kostní tkáně spodní čelisti. Jsou zde uvedeny ortotropní materiálové vlastnosti kortikální kosti v jednotlivých úsecích spodní čelisti podle polohy zubů.

- **Eigenschaften biologischer Materialien zur Simulation menschlicher Bewegung**

http://deposit.ddb.de/cgi-bin/dokserv?idn=974539120&dok_var=d1&dok_ext=pdf&filena me=974539120.pdf

Autor: Professor Dr. Hartmut Riedle, Professor Dr. Dr. Paul W. Schönle

Tato rozsáhlá studie z roku 1993 popisuje materiálové charakteristiky kostní tkáně nejen spodní čelisti, ale také páteřních obratlů, pánve a kyčelního kloubu. Spodní čelist je

zde popsána ortotropními vlastnostmi materiálu. Navíc je zde pojednáno i o kosterním svalstvu a celkové biomechanice člověka.

5.3 Zatížení a vazby prvků soustavy

- Čihák, R.: **Anatomie 1**, Praha, Avicenum, 1987
- Valenta Jaroslav a kolektiv: **Biomechanika**, Academia Praha, 1985
- Klepáček Ivo, Mazánek Jiří: **Klinická anatomie ve stomatologii**, Grada Publishing, Praha, 2001

Tyto odborné knihy popisují anatomii člověka a spodní čelisti. Jsou zde uvedeny velikosti zatížení na jednotlivé zuby v okluzní rovině (rovině skusu).

- **Experimentální verifikace sil mezi zuby při kousání a žvýkání mužů**

<http://www.umt.fme.vutbr.cz/osem/pdf/ean2001/Petrtyl.pdf>

Autor: Petrtyl M., Máca I

V tomto článku jsou uvedeny experimentálně zjištěné hodnoty žvýkacích sil na jednotlivých zubech a to při různých variantách skusu. Studie navíc uvádí i hodnoty sil naměřených od jiných autorů. Měření se provádělo u mužů ve věku 20 - 26 let.

- <http://www.biomechanika.cz/index.php?pg=pevnostni-vypocet-nitrokostnich-dentalnich-implantatu>

Webové stránky ČVUT oboru biomechanika, na nichž je ukázka výpočtového modelu zubního implantátu, na němž je provedena napětově deformační analýza.

- **Computer simulation of bony tissue response to a partial removable denture fitted to a lower jaw**

<http://www.med.muni.cz/biomedjournal/pdf/2003/01/021-028.pdf>

Autor: Bartáková S., Suchánek J., Vaněk J.

Tato studie se zabývá napětově deformační analýzou spodní čelisti se zubem. Vypracována byla na VUT v Brně na UMTMB. Jsou zde uvedeny velikosti sil a tlaků, které na zub působí.

5.4 Hodnocení řešeršních studií

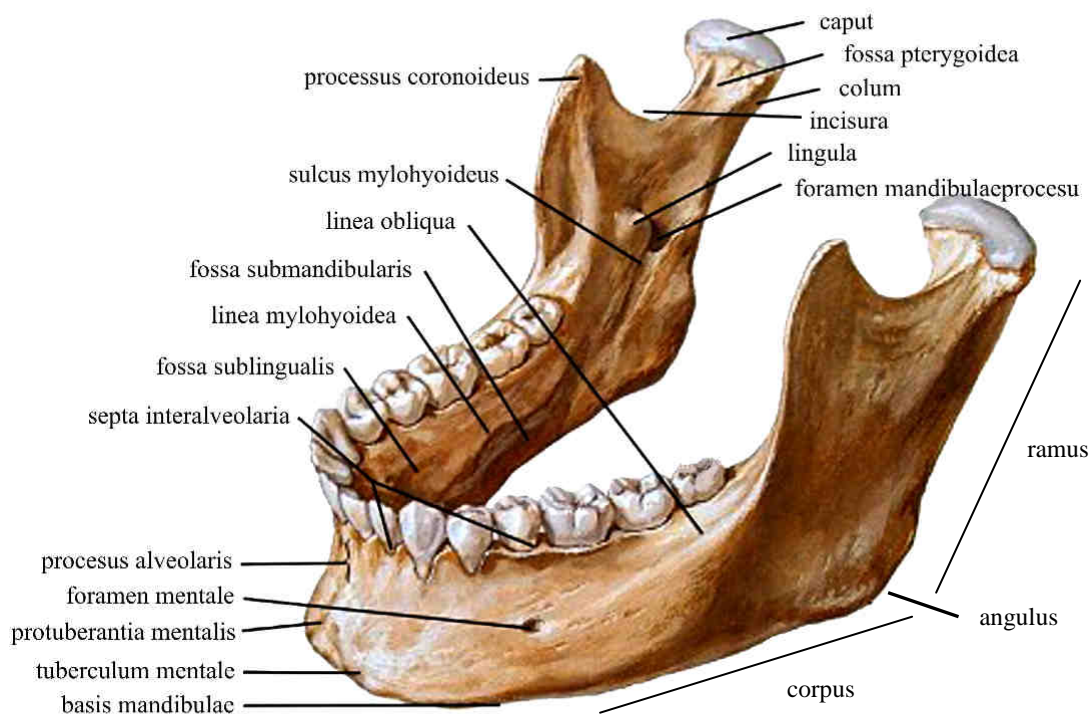
Řešeršní studií byla zjištěna současná vědecká úroveň prací zabývajících se problematikou napětově deformační analýzy zubních implantátů a materiálovými charakteristikami prvků řešené soustavy (implantát, kostní tkáň). BOI implantáty jsou popsány v řadě vědeckých prací, ale napětově deformační analýzu žádná z nich neuvádí.

6 ANATOMIE Z HLEDISKA ŘEŠENÉHO PROBLÉMU

Obsahem a smyslem této kapitoly není úplný popis celkové anatomické stavby spodní čelisti a její funkce, ale vysvětlení nejdůležitějších pojmů, týkajících se řešení daného problému. Pro popis lidského těla se v mezinárodním měřítku používá latinského názvosloví.

6.1 Stavba dolní čelisti (mandibuly)

Dolní čelist (viz obr. 6.1 a obr. 6.2) sestává z parabolicky zakřiveného těla (*corpus mandibulae*) a dvou ramen (*rami mandibulae*). Horní okraj těla mandibuly (*pars alveolaris, processus alveolaris*) je uspořádán do podoby funkčního nástavce pro zuby (obr. 2.1 kap. 2). Vpředu na zevní ploše vystupuje bradové vyklenutí (*protuberantia mentalis*), které vybíhá v hrbolky (*tubercula mentalia*). Zevně je bradový otvor (*foramen mentale*), představující přední ústí kanálu dolní čelisti (*canalis mandibulae*), zatímco jeho zadní ústí (*foramen mandibulae*) leží na vnitřní straně ramena dolní čelisti. Kanálem probíhá n. alveolaris inferior, vybíhá z třetí větve trojklaného nervu. Vstup do kanálu v předu ohraničuje jazyčkovitý výběžek (*lingula*). Ve středu vnitřní plochy je bradový trn (*spina mentalis*), zevně od něj leží jamka pro úpon dvoubříškového svalu (*fossa digastrica*) [10].

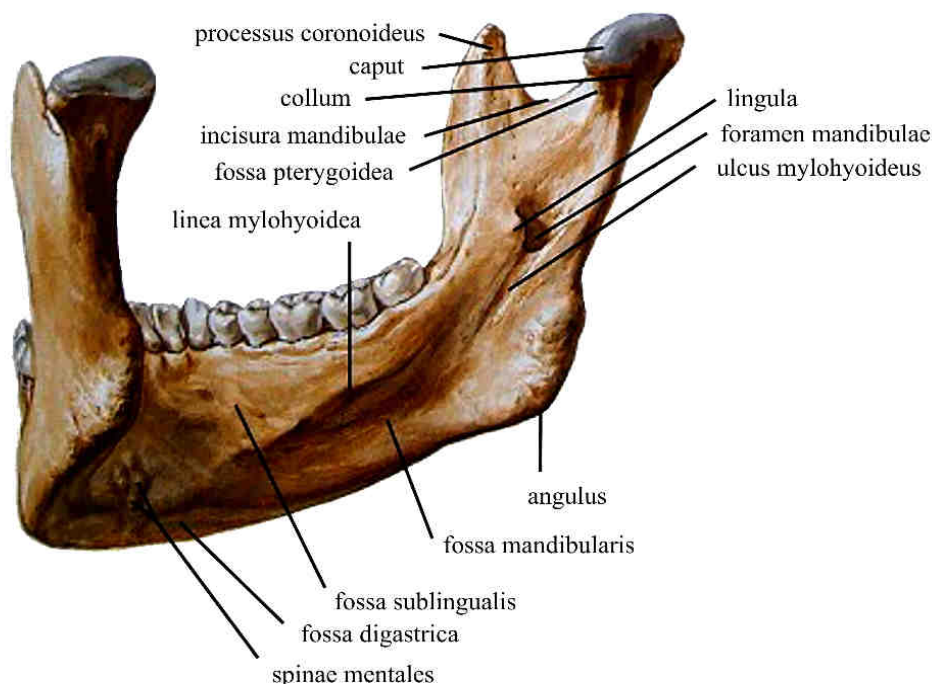


Obr. 6.1 Mandibula dospělého člověka, pohled shora a anterolaterálně

Oploštělé rameno dolní čelisti (*ramus mandibulae*) vytváří kraniálně dva výběžky: dorzální kloubní výběžek (*processus coronoideus*) vybíhá v hlavičku (*caput mandibulae*), zužující se v krček (*collum mandibulae*).

Oba výběžky jsou od sebe odděleny zářezem (*incisura mandibulae*). Pod ním leží otvor do mandibulárního kanálu (*foramen mandibulae*), vpředu ohraničený jazýčkovitým výběžkem (*lingula mandibulae*).

Rameno dolní čelisti je k jejímu tělu připojeno v úhlu (*angulus mandibulae*) o rozsahu $120^\circ - 125^\circ$ pro dospělého člověka.



Obr. 6.2 Mandibula dospělého člověka, pohled zezadu a z levé strany

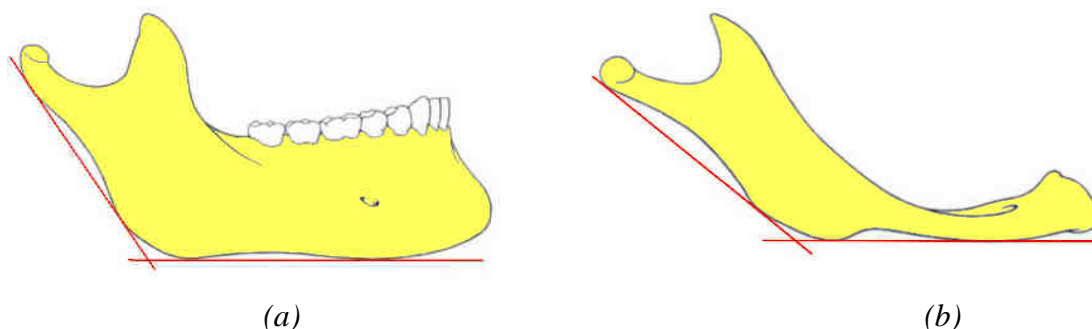
Z hlediska mechanických vlastností je dolní čelist podstatně pevnější než horní čelist. Dolní čelist se skládá z kosti kompaktní a spongiózní (viz kap. 8.2.1). Silná vrstva kompakty vytváří zejména na dolním okraji těla mohutný val. Silná kompakta a funkčně stavěná spongióza vytvářejí dva základní oddíly mandibuly: bazální oblouk a alveolární oddíl.

Struktura kosti je vybudována s minimálním množstvím materiálu při maximální pevnosti v daném směru. Proto výsledný tvar dolní čelisti, a to i celého chrupu a obličeje, je závislý především na celkovém zatěžování silami, které na kostní tkáň během života působí a na zděděných vlastnostech.

Proužky zesílených trámečků kompakty probíhají uvnitř hran a linií jak na vnitřním, tak na zevním a spodním okraji dolní čelisti (viz obr. 6.3 a), b)).



Obr. 6.3 a) Tahové(čárkované) a tlakové (plnými čarami) linie dolní čelisti (podle Tillmana)
b) Pilíře dolní čelisti (kombinováno podle různých autorů)



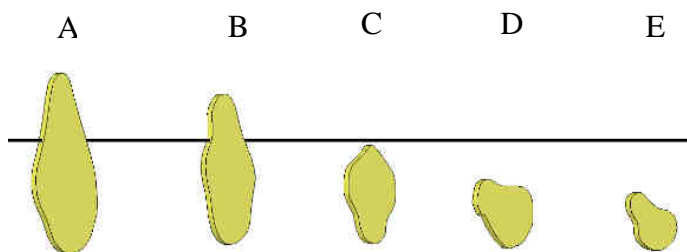
Obr. 6.4 a) Plnohodnotná zdravá čelist, b) čelist starého člověka bez zubů

Tvar spodní čelisti se v průběhu lidského života mění. U zdravého dospělého člověka s plně vyvinutým chrupem je kost dostatečně vysoká a pevná na rozdíl od bezzubé spodní čelisti, u níž došlo vlivem nezatěžování kosti k úbytku (atrofii) (viz obr. 6.4 a), b)). Kvalita kostního lože se řídí Wolffovým zákonem:

Wolffův zákon: [7]

- nezatížená kost resorbuje (ubývá)
- ve fyziologicky zatížené kosti dochází k apozici (růstu, mohutnění) a zlepšování její struktury až do dosažení stabilní rovnováhy
- přetížená kost se resorbuje

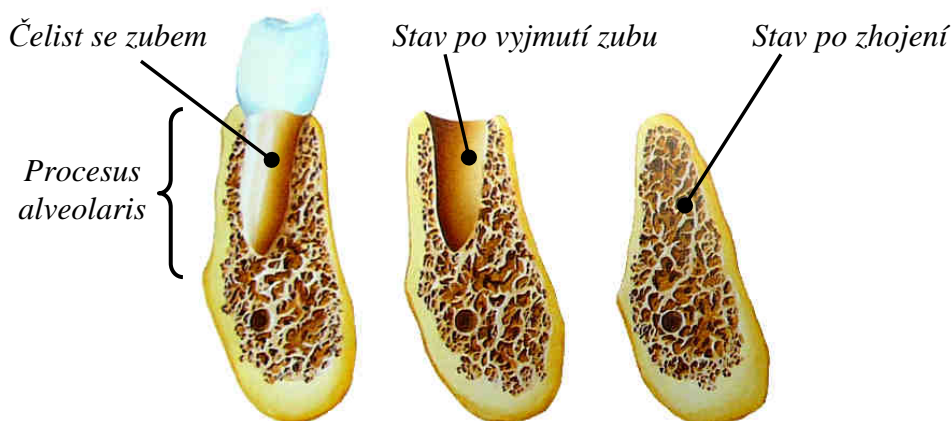
Tvarem a rozměry kosti se zabývá řada odborných článků. Nejčastěji citovaná kritéria hodnocení tvaru a kvality dolní čelisti je autorů Lekholma a Zarba (viz obr. 6.5) [8].



Obr. 6.5 Klasifikace resorpce alveolárního výběžku spodní čelisti (Lekholm a Zarb) [7]

- | | |
|--|--|
| <i>A - Prakticky nedotčený alveolární hřeben</i> | <i>D - Počáteční resorpce základu dentálního oblouku</i> |
| <i>B - Menší resorpce alveolárního hřebene</i> | <i>E - Extrémní resorpce základu dentálního oblouku</i> |
| <i>C - Pokročilá resorpce alveolárního hřebene</i> | |

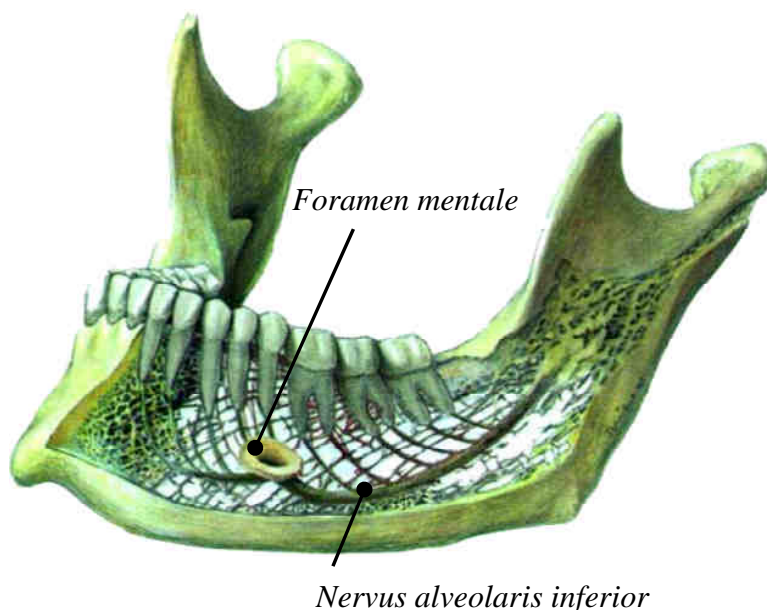
Největších změn ve tvaru kosti spodní čelisti je dosahováno v alveolárním výběžku (*procesus alveolaris*) (viz obr. 6.6) [6] [7]. Ten podstupuje během života člověka rozsáhlou a progresivní resorpci. Po vyjmutí zubu, v průběhu hojení, se otvor po kořenu zubu vyplní spongiózou (měkká kostní tkáň) a celý povrch příčného průřezu spodní čelisti pokryje vrstva kompaktní kostní tkáně. Před zavedením dentálních implantátů, se ve většině případů nechá kost nejdříve zhojit. Vytvoří se tak dostatečně kvalitní lože vyplněné živou tkání, jenž je nezbytně nutná k oseointegraci (viz kapitola 8.3.2).



Obr. 6.6 Postup zarůstání alveolárního výběžku po extrakci zubu podle Atwooda [7]

6.2 Nervní a cévní systém ve spodní čelisti

Každá živá buňka a tkáň, aby plnila správně svoji funkci, potřebuje být zásobena živinami. Ty jsou dodávány krví pomocí cévního systému. Nervy jsou svazky paralelních nervových vláken (axonů či dendritů) periferního nervového systému, které zprostředkovávají vedení informací z periferie do centrální nervové soustavy. Ve spodní čelisti probíhá velké množství nervů a cév (viz obr. 6.7).

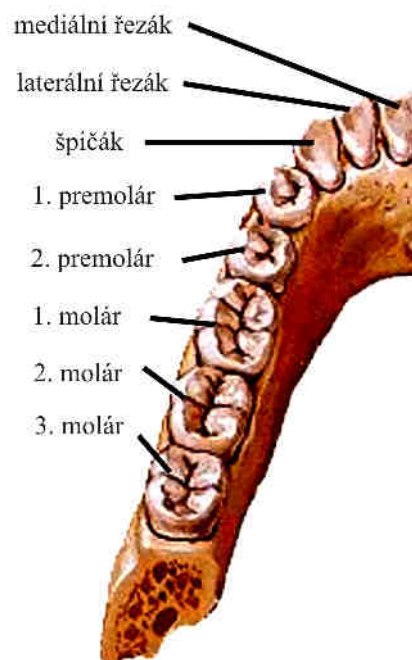


Obr. 6.7 Cévy a nervy ve spodní čelisti

Nejdůležitějším nervem ve spodní čelisti je *nervus alveolaris inferior*, který vychází jako velmi silná větev z třetí větve trojklaného nervu *nervu mandibularis*. Tento nerv prochází tělem spodní čelisti (*canalis mandibulae*), inervuje dolní zuby a přilehlou dásně. Vystupuje z mandibulárního kanálu jako *nervus mentale* ve *foramen mentale*.

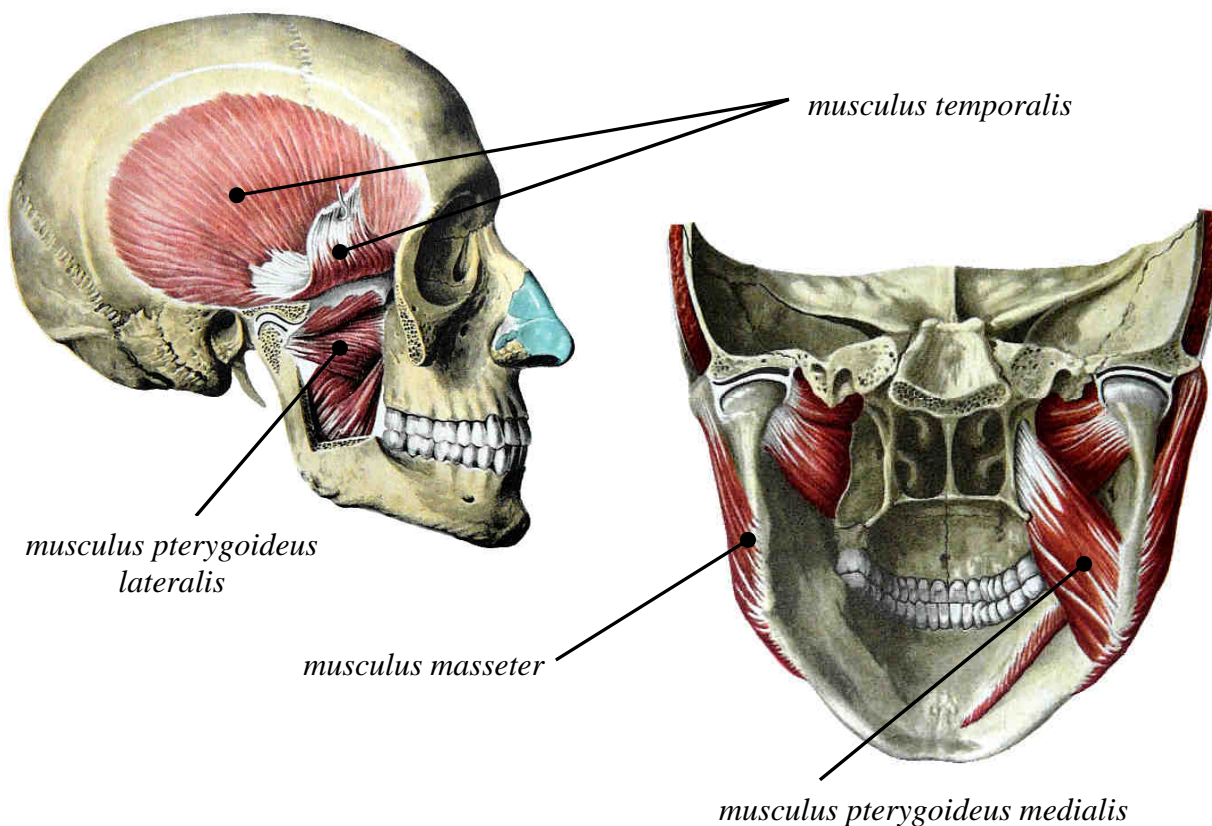
6.3 Zuby

Ve stálém chrupu má horní i dolní čelist maximálně 16 zubů. Funkcí zubů je mechanické zpracování potravy, přičemž se podílí i na artikulaci a vzhledu obličeje. Každý zub má tři části: korunku, krček a kořen. Kořeny zubů jsou obvykle delší než korunky. Přední zuby mají jen jeden kořen, zatímco zadní mají dva nebo tři kořeny. Zub se skládá ze čtyř rozdílných tkání. Na povrchu korunky je zub pokryt zubní sklovinou, hlavní část tvoří zubovina - dentin, jádro zubu je tvořeno zubní dření a kořen je kryt zubním cementem (viz obr. 2.1 kap. 2). Lidský chrup je tzv. heterodontní, to znamená, že zuby jsou tvarově rozlišeny: řezáky, špičáky, třenové zuby a stoličky (viz obr. 6.8.).



Obr. 6.8 Dolní stálé zuby

6.4 Žvýkácí svaly



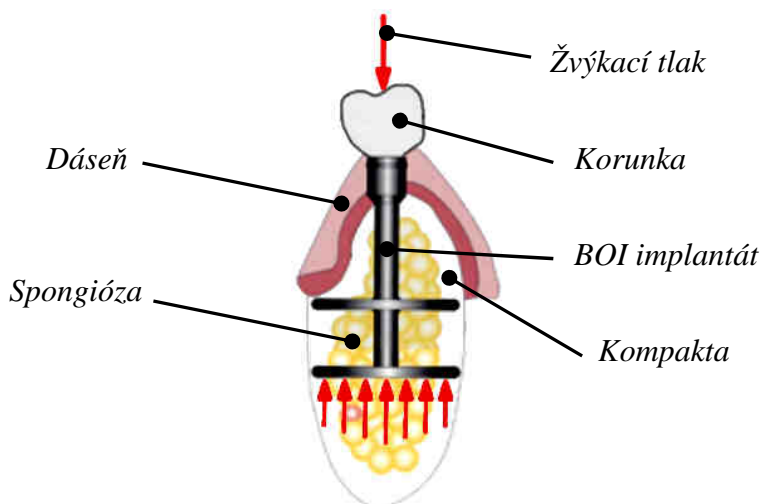
Obr. 6.9 Svaly žvýkácí - pohled zprava a z zadu

Žvýkání je opakující se proces, který se skládá z následujících fází: oddělení, rozmělnění a polknutí sousta. Aktivními prvky žvýkácí soustavy jsou svaly. K svalům žvýkácí soustavy patří sval spánkový (*musculus temporalis*), sval žvýkácí (*musculus masseter*) a silně oploštělý střední a boční sval křídlový (*musculus pterygoideus medialis* a *musculus pterygoideus lateralis*) (viz obr. 6.9). Svaly umožňují žvýkácí pohyby a mechanickou interakci zubů s potravou, jejímž výsledkem je realizace fází žvýkácího procesu. Žvýkácí svaly mají složitou prostorovou strukturu, která umožňuje žvýkácí pohyby jak buccolinguálním, tak coronoapicálním, případně vestibuloorálním směru a tím i také silové působení v těchto směrech. I když dominantní je silové působení v coronoapicálním směru, silové působení v ostatních směrech, ale především odezva na toto silové působení, může být při deformačně napěťové analýze podstatná. Každý sval generuje sílu s příslušnou orientací v prostoru. Při zapojení různých kombinací svalů dochází k vyvinutí rozdílných silových účinků (viz kapitola 8.4). Ty se projevují v okluzní rovině (viz obr. 8.31 kap. 8.4).

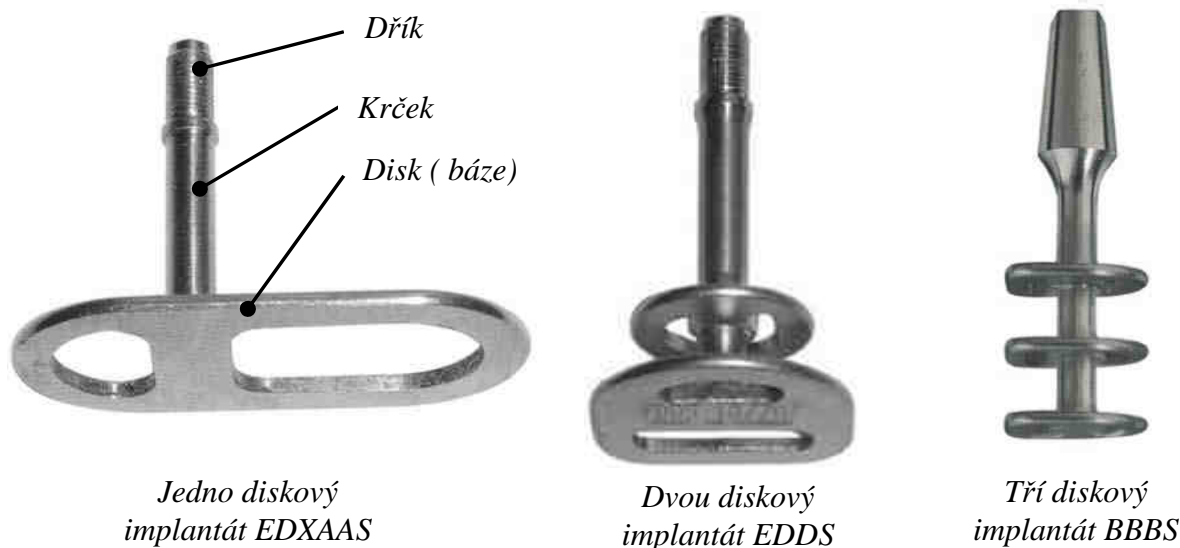
7 POPIS ZUBNÍHO IMPLANTÁTU BOI

BOI implantáty se skládají z vertikální pilířové části a jednoho nebo více nad sebou uložených horizontálních prstenců (disků) (viz obr. 7.2), které umožňují příznivé rozložení napětí, nejen ve spongiózní, ale i v kortikální kostní tkáni čelisti. Na vertikální pilíř se silové působení přenáší prostřednictvím korunky, resp. nástavby implantátu (viz obr. 7.1). Tato konstrukce má určité výhody a široké využití [3]:

- lze je zavádět i tam, kde z nějakého důvodu, například atrofie, došlo k úbytku kosti
- vsazení implantátu je otázkou jednoho chirurgického zákroku a celková doba ošetření je relativně krátká, průměrně tak 8 dní
- ochrana nervu (*nervus alveolaris inferior*) proti možnému dráždění při skusu



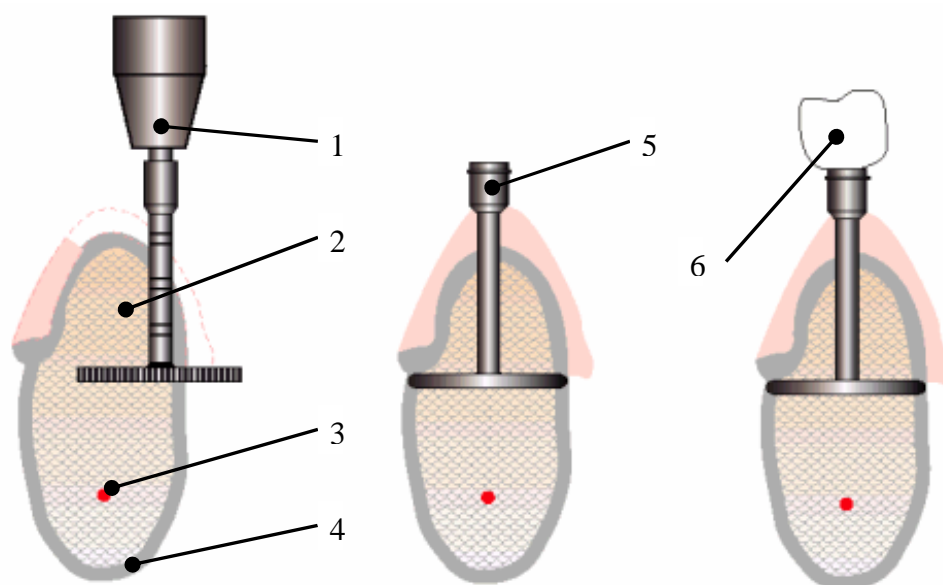
Obr. 7.1 Silové působení na soustavě s BOI implantátem



Obr. 7.2 BOI implantáty – základní tvary

BOI implantáty mají základní tvar obráceného písmene T a zavádějí se do čelisti ze strany vestibulárního svahu alveolárního výběžku. Zavedení implantátu do čelisti (viz obr. 7.3) není jednoduchá operace a závisí na šikovnosti, zručnosti a zkušenosti implantologa. Nejprve se pomocí fréz a vrtáků vytvoří v alveolárním výběžku drážka podobná tvaru implantátu, a to na dvakrát, za použití nejprve vrtáku a poté kotoučové frézy. Při této operaci je třeba, aby byl chirurg obzvlášť opatrný, aby nedošlo k přehřátí okolní živé kostní tkáně vlivem tření. Je nutné mít nastavené správné otáčky při preparaci lože a okolí operace dobře chladit. Proto se dělají speciální školení pro implantology, kteří chtějí používat tento typ zubních implantátů.

Chceme-li určit mechanické vlastnosti implantátu, musíme znát jeho vzájemnou interakci mezi kostí a povrchem implantátu. Prstence jsou po obvodu oseointegrované velkou plochou ve vnější stěně kosti a to nejčastěji v kompaktě. Ta je tvrdá a implantát se o tuto část kosti opírá, zatímco spojovací střední část je uložena v měkčí spongióze a zajišťuje odpružení pilíře implantátu. Možné použití je zobrazeno na rentgenových snímcích na obrázku 7.4, kde je provedena úplná náhrada a částečná pomocí můstku opřené o sousední zub.



Obr. 7.3 Zavedení BOI implantátu do čelist

1 – preparace lože implantátu tvaru T pomocí laterální, vertikální frézy nebo kombinované frézy

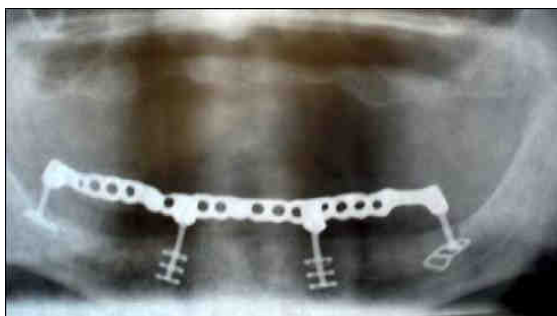
2 – trámčitá spongiózní kost

3 – nerv (nervus lingualis)

4 – kortikální kost

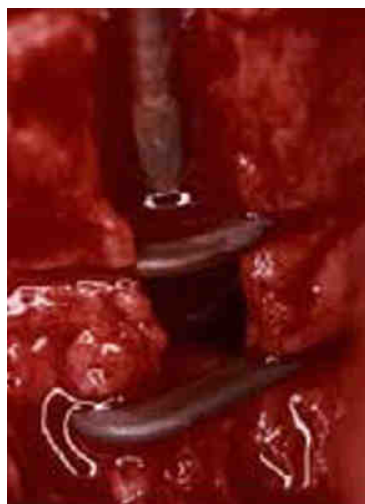
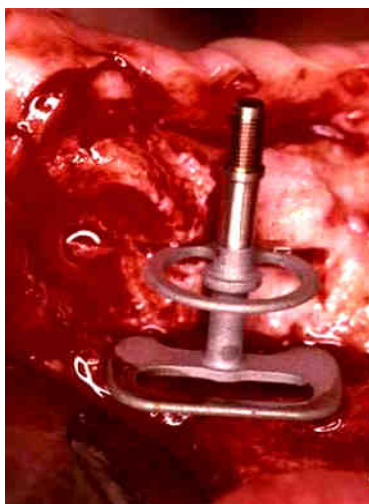
5 – BOI implantát

6 – korunka



Obr. 7.4 Použití BOI implantátů a) v bezzubé spodní čelisti, b) částečný můstek

Velkým problémem dentální implantologie je v řadě případů úbytek a kvalita kostní tkáně (viz kapitola 9.2.1). Při přípravě lože dochází k její další, poměrně značné ztrátě (viz obr. 7.5). Následně mohou nastat potíže při implantaci a porušení primární stability. V těchto případech je pak nutné aplikovat látky podporující růst kosti, případně provést transplantaci kostní tkáně.



Obr. 7.5 Zavedení dvou diskového implantátu

8 TVORBA MODELU A ŘEŠENÍ

Výpočtový model můžeme rozdělit na tři relativně samostatné části: model geometrie, model materiálu a model vazeb. Dále je popsána tvorba těchto dílčích částí a diskretizace modelu.

8.1 Model geometrie

Při vytváření modelu geometrie je třeba mít k dispozici informace o geometrii všech částí týkajících se řešeného problému. Jedná se tedy o geometrii spodní čelisti a dvou zubních implantátů BOI.

Model geometrie implantátů byl vytvořen na základě literárních podkladů s využitím elektronického katalogu, podle výrobce těchto implantátů dr. Ihdeho [12]. Geometrie spodní čelisti byla získána skenováním skutečné (reálné) ženské čelisti, pomocí 3D skeneru ATOS. Obdržená data byla dále zpracována pomocí 3D software, Magics X, Catia, SolidWorks.

Celá soustava se skládá ze dvou prvků:

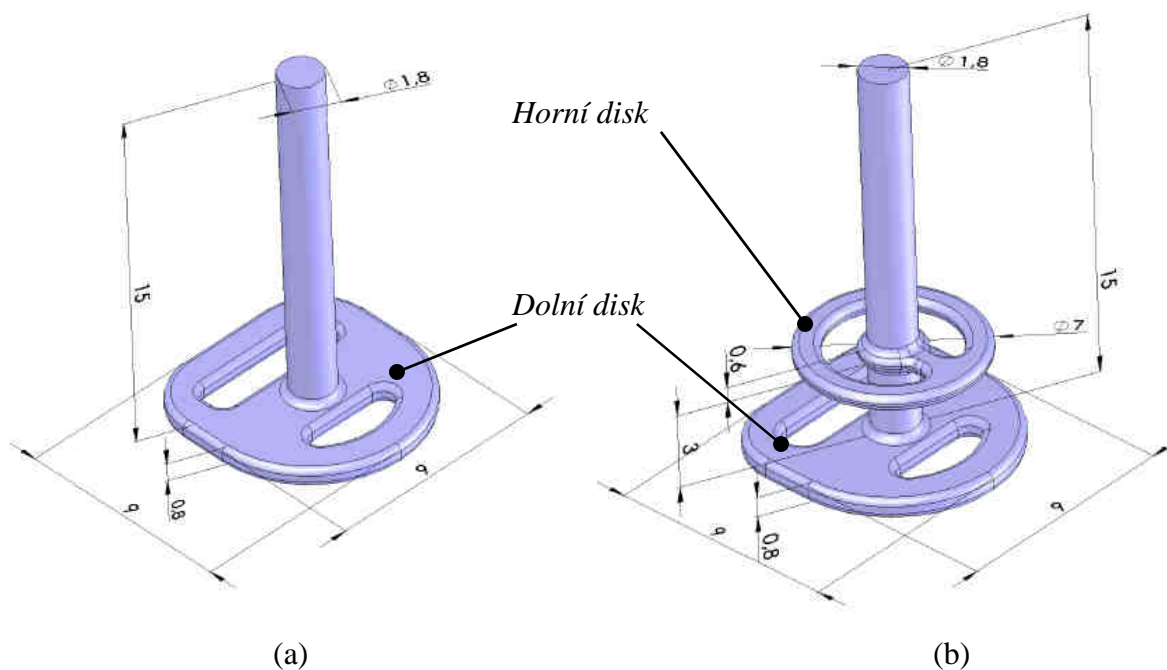
- a) spodní čelisti, která je tvořena spongiózní a kompaktní kostní tkání,
- b) implantátu.

K řešení formulovaného problému bylo nutné vytvořit 3D geometrické modely obou prvků. Geometrické modely byly vytvořeny v programovém prostředí SolidWorks 2005, který umožňuje snadnou a efektivní tvorbu parametrizovaných geometrických modelů. Parametrický model umožnil rychlou modifikaci geometrie spodní čelisti pro jednotlivé implantáty. Pro každý implantát byly vytvořeny tři varianty geometrických modelů.

8.1.1 Model geometrie zubního implantátu BOI

Geometrie implantátu byla vytvořena s pomocí katalogu [12] od firmy DENTALIH-DE. V něm jsou uvedeny pouze základní rozměry implantátů a jejich tvar.

V této diplomové práci budou vypracovány dva objemové modely zubních implantátů typu BOI Diskos (viz příloha 2 kap.12). První, s označením EDS a sériovým číslem 461449, má jednu diskovou bázi (viz obr. 8.1-a) a druhý, s označením EDDS a sériovým číslem 461526, je dvou diskový (viz obr. 8.1-b). Záměrně byly voleny implantáty, jenž mají stejné rozměry a geometrii spodní diskové části a rozdíl mezi nimi je pouze v horním disku u druhého implantátu. Je tedy možné následně posuzovat vliv horního disku na výslednou napjatost a deformaci u řešené soustavy.



Obr. 8.1 Model BOI implantátu a) EDS, b) EDDS

V programu SolidWorks 2005 byla celá geometrie vymodelována pomocí standardních funkcí, které tento software má k dispozici (vysunutí, odebrání vysunutím, zaoblení). Takto připravený model byl následně vložen do dokumentu sestavy.

8.1.2 Model geometrie spodní čelisti (mandibuly)

Model trojrozměrné geometrie kosti spodní čelisti byl získán pomocí skenování skutečné spodní čelisti tzv. reverzního inženýrství (vytvoření 3D digitálního modelu z reálné součástky) [13]. Předností reverzního inženýrství je, že získaná digitální data lze dále využít v celé řadě navazujících procesů. Skenování proběhlo na Ústavu strojírenské technologie na 3D skeneru ATOS (Advanced Topometric Sensor) (viz obr. 8.3). Systém ATOS patří mezi mobilní bezdotykové optické skenery.



Obr. 8.2 Skenovaná spodní čelist

Výrobce systému ATOS je firma GOM, která se zabývá především bezkontaktní digitalizací. Zařízení je složeno z měřicí hlavy a stojanu stativu a výpočetní konzoly. Měřicí hlava se skládá z projektoru (viz obr. 8.4 - a) a dvou snímacích kamer (viz obr. 8.4 - b). Velikost rozsahů ohniskových vzdáleností objektivů je v rozmezí od 12 do 35 mm u snímacích kamer a od 6 do 17 mm u objektivu projektoru.



Obr. 8.3 Optický skener ATOS

Skenování probíhalo po jednotlivých úsecích, pomocí nichž lze získat plnohodnotný 3D model. Všechny záběry jsou pořizovány po sekvencích, kdy je snímáné těleso polohováno např. po 30°. Polohování objektu musí zabezpečit, aby záběry obsahovaly minimálně 4 referenční body z předchozího záběru. Čelist byla upevněna do pomocného rámečku na němž jsou umístěny referenční body (viz obr. 8.5). Skenování objektu je ovlivňováno především strukturou povrchu, velikostí a tvarem objektu. Důležitá je povrchová úprava objektu, proto se na skenovanou čelist nanese vrstva křídý pomocí křídového spreje. Vzniklý povrch je tedy matný a jednobarevný.

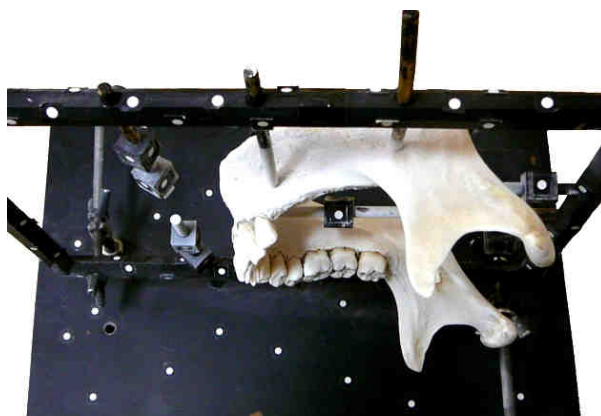


(a)

(b)

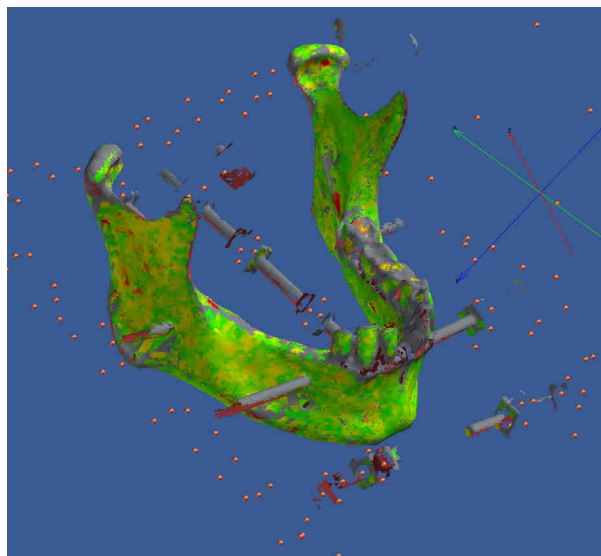
Obr. 8.4 Komponenty měřicí hlavy
a) detail projektoru, b) kamera

Samotnému procesu digitalizace předchází nejprve kompletní kalibrace optického systému, tj. nastavení snímací hlavy a objektivů. Na ní je závislá přesnost měření, u toho to systému obvykle 50 μm . Kalibrace je časově náročná operace, ale důležitá pro získání kvalitních dat.

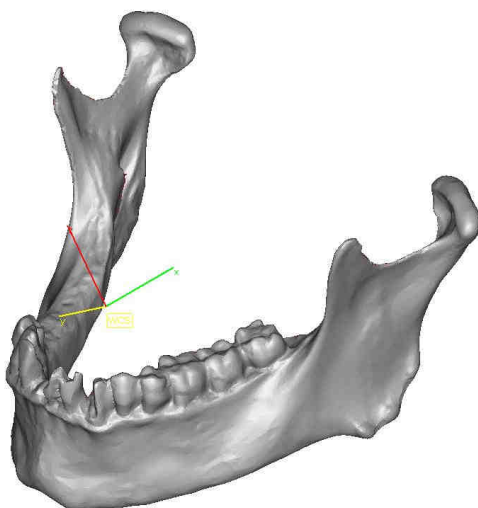


Obr. 8.5 Mandibula připravená na skenování

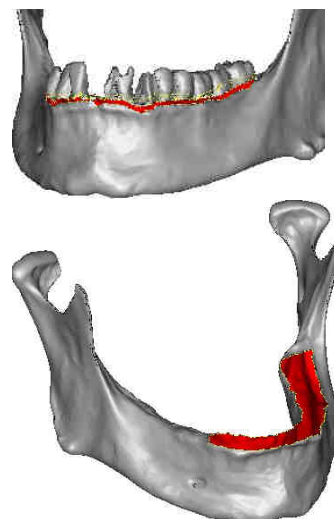
Výstupem po dvouhodinovém skenování byl mrak bodů, který se přímo v programovém prostředí ATOS upravil do podoby spojených ploch (viz obr. 8.6). Takto vytvořená geometrie byla přenesena pomocí formátu .stl k následnému vytvoření objemového tělesa. Nejprve bylo ovšem nutné odstranit deformované plochy a body, které nenáležejí ke geometrii (viz obr. 8.6) a následně uzavřít a vyhladit zbylé plochy patřící ke geometrii čelisti (viz obr. 8.7). Pro tyto účely byl využit software na zpracování ploch Magics X a několika jeho funkcí (*Automatic Hole Filling, Marking*).



Obr. 8.6 Naskenované plochy v ATOS

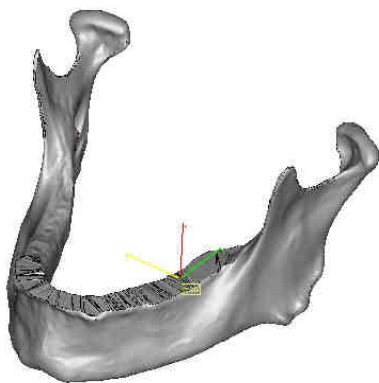


Obr. 8.7 Vyhlazené plochy

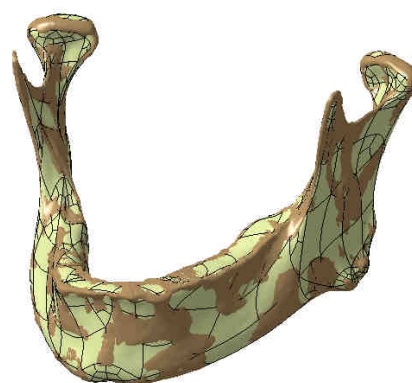


Obr. 8.8 Odstranění zbytku chrupu

Model spodní čelisti obsahoval částečný chrup, který se netýká řešení problému. Proto se zbytky zubů odstranily také v programu Magics X (viz obr. 8.8) (*Mark Polyline, Mark triangles With, Delete*). Poté bylo nutné upravit otvor vzniklý po odstranění zubů a vyrovnat souřadný systém (*Rotate parts*) pro další snadnější práci a orientaci tělesa v prostoru (viz obr. 8.9). Takto nachystaná geometrie byla uložena ve formátu .stl a otevřena v programovém prostředí systému CATIA V5R14 za účelem vytvoření objemového modelu. Nejprve se v modeláři *Digitized Shape Editor* načetla předchozí vytvořená geometrie a z ní bylo vytvořeno objemové těleso pomocí funkce *Automatic Surface* v modeláři *Quick Surface Reconstruction* (viz obr. 8.10) a uloženo ve formátu .igs.

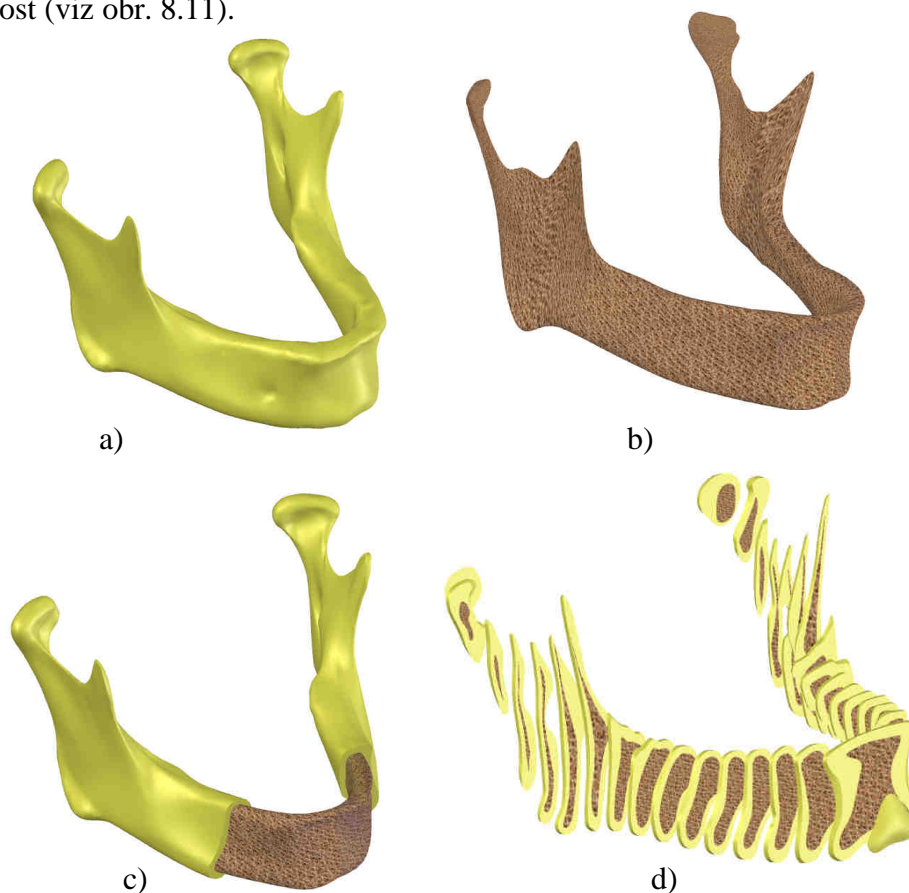


Obr. 8.9 Odstranění díry po zubech



Obr. 8.10 Dokončení objemového modelu

Pro další snadnější práci se celá soustava modelovala v programu SolidWorks 2005. Skenováním se získala vnější geometrie spodní čelisti. K vytvoření modelu vnitřní geometrie kosti bylo využito CT snímků (viz příloha 1 kap.12), z nichž je odvozena tloušťka, respektive tvar kompaktní a spongiózní kosti. Pro úplný model dolní čelisti bylo zapotřebí provést 30 rovin, v nichž byly použity křivky typu splajn, ze kterých byla následně vytvořena spongiózní a kompaktní kost (viz obr. 8.11).

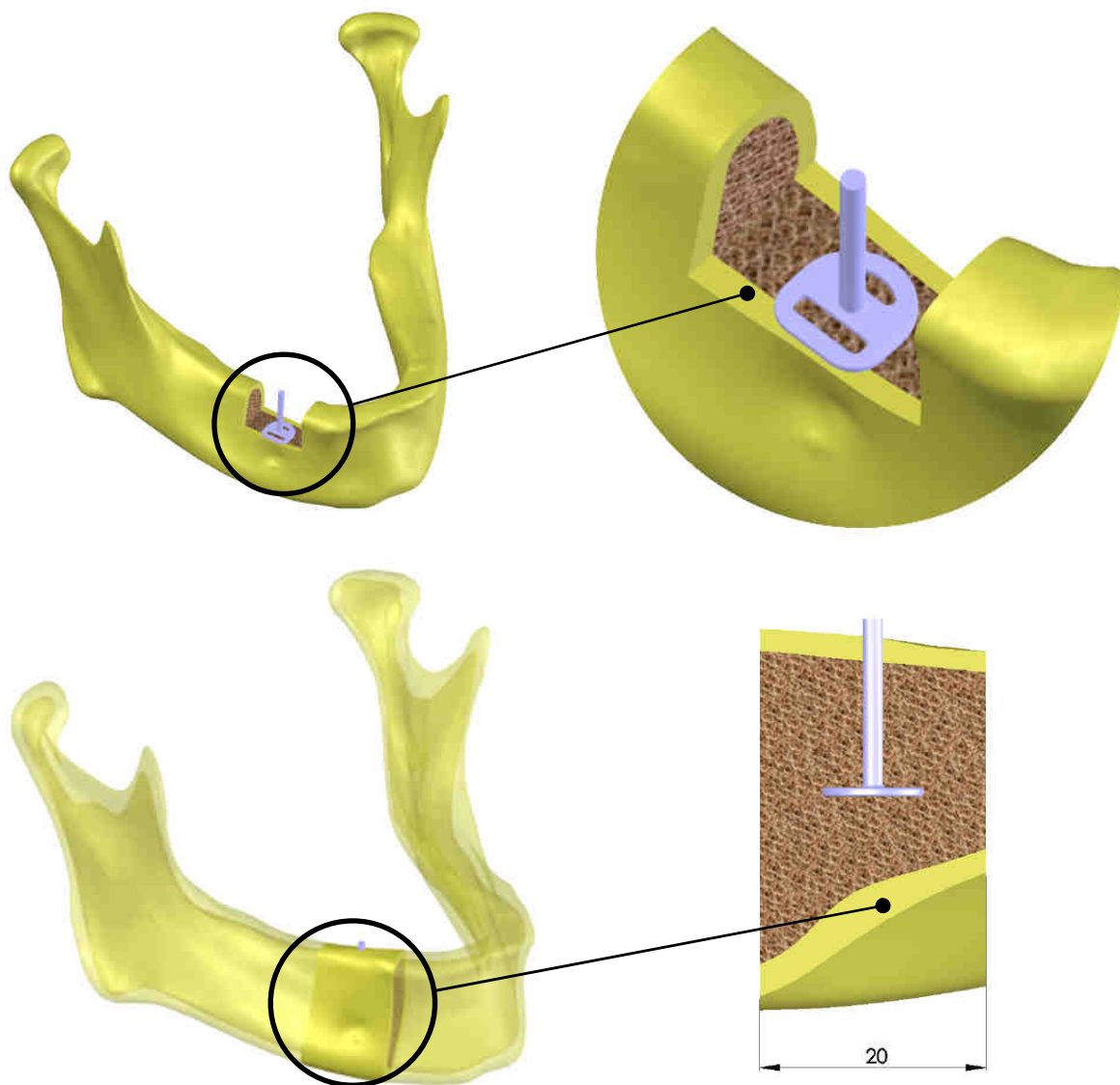


Obr. 8.11 Model spodní čelisti a) kompakta, b) spongióza, c) – d) sestava a) + b)

Výsledný tvar spongiózní kosti byl vytvořen funkcí *Spojit profily*. Tím vzniklo nové objemové těleso (viz obr. 8.11 - b). Objem kortikální kosti byl vytvořen „booleovským“ odečtením objemu kosti spongiózní od objemu celé čelisti, získaného pomocí 3D skeneru (viz obr. 8.11 - c). Odečtení je provedeno v programu SolidWorks nástrojem *Kombinovat objemová těla*. Tímto nástrojem byl i v kosti vytvořen prostor pro implantát, odečtením těla implantátu od obou modelů kosti.

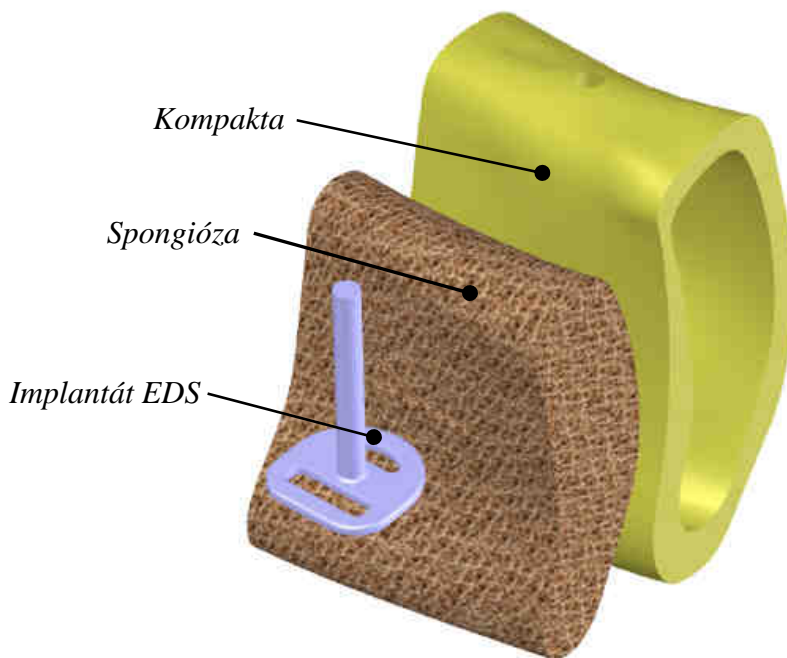
8.1.3 Model geometrie pro různé varianty řešení

Implantát je zaveden do alveolárního výběžku nad fossa mandibularis v oblasti prvního premoláru (viz obr. 8.12).



Obr. 8.12 Model spodní čelisti se zubním implantátem BOI

Pro výpočtový model byla uvažována pouze část kosti s implantátem. Nebude tedy řešena napěťově deformační analýza celé spodní čelisti, ale jen úseku, kde je implantát umístěn (viz obr. 8.13). Délka výřezu je 20 mm a jelikož je model celý vytvořen parametricky, lze efektivně měnit polohu implantátu v celém corpusu spodní čelisti.



Obr. 8.13 Soustava implantát BOI – EDS, spongióza, kompakta

Na základě parametrického modelu bylo snadné vytvořit tři varianty uložení implantátu v kosti (viz obr. 8.14). Pro jednotlivé varianty bude uvažováno stejné zatížení, okrajové podmínky a vybraný úsek spodní čelisti (viz kap. 8.3.2).

Varianta A

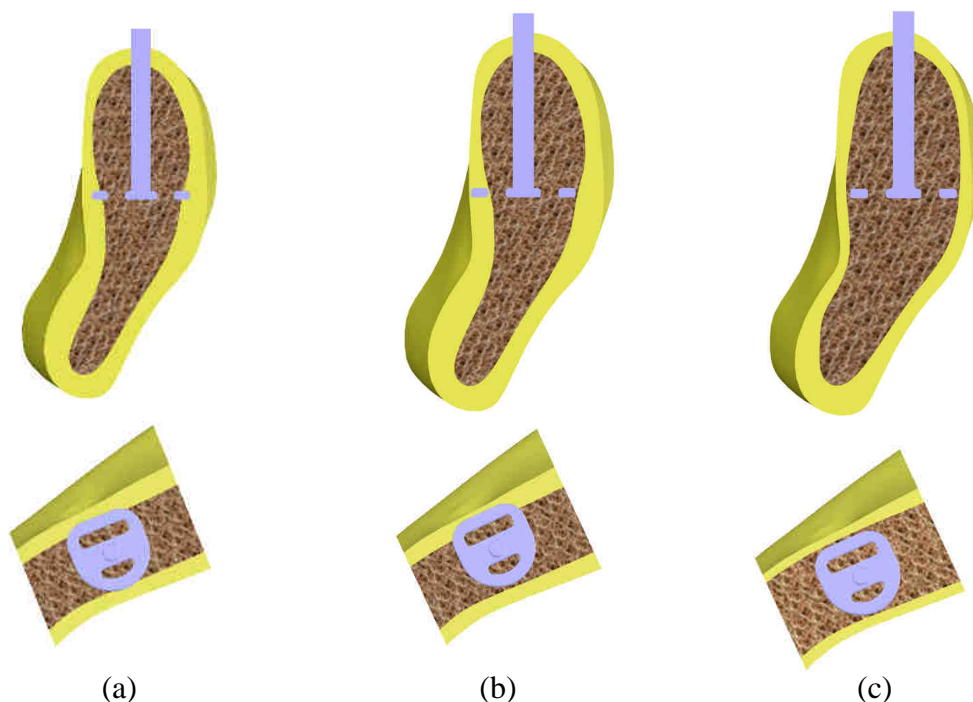
Spodní disková část implantátu je umístěna ve vnitřní i vnější části kortikální kosti.

Varianta B

Spodní disková část implantátu je umístěna pouze ve vnější části kortikální kosti.

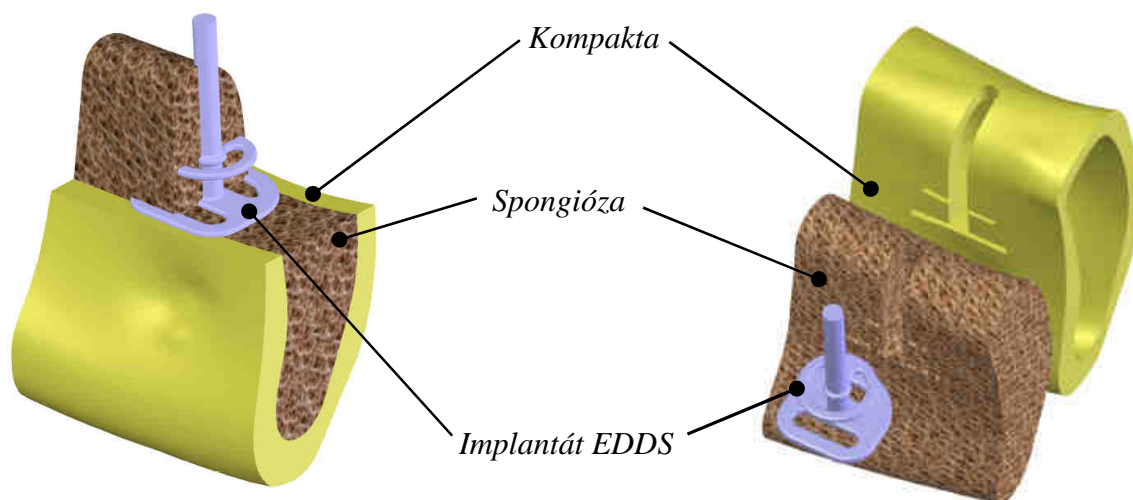
Varianta C

Spodní disková část implantátu není v kortikální kosti a k interakci dochází pouze se spongiózní kostí. U této varianty byla upravena tloušťka kompaktní kosti (viz obr. 8.14 - c) a 8.16 - c)).



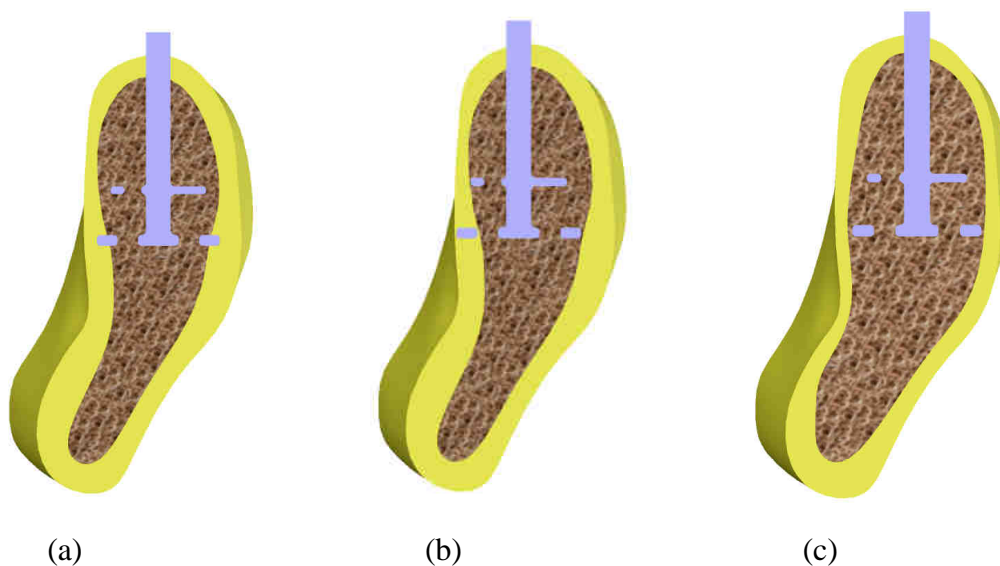
Obr. 8.14 Různé uložení implantátu EDS a) varianta A, b) varianta B, c) varianta C

Druhý, dvoudiskový, implantát EDDS mající stejnou geometrii spodní diskové části jako implantát EDS (viz obr. 8.1 v kapitole 8.1.1) je navíc opatřen dalším kruhovým diskem, který zvětšuje plochu pro oseointegraci a umožňuje rozložení namáhání v objemu čelisti (viz obr. 8.15). Pro tento implantát budou také vytvořeny tři varianty vzájemné interakce s kostí. Další kruhový disk je u všech variant uložení umístěn jen ve spongióze, nedochází k jeho interakci s kompaktní (viz obr. 8.16).



Obr. 8.15 Soustava implantát BOI – EDDS, spongióza, kortika

Pro tento implantát byly vytvořeny také tři různé varianty uložení (viz obr. 8.16). Implantát EDDS je účelně umístěn ve stejné části spodní čelisti jako předchozí jednodiskový implantát EDS. Model kosti spongiózy a kompakty je stejný pro varianty A a B, proto je možné navzájem tyto modely srovnávat.



Obr. 8.16 Různé uložení implantátu EDDS a) varianta A, b) varianta B, c) varianta C

8.2 Model materiálu

Prvky řešené soustavy jsou ze tří materiálů s odlišnými mechanickými charakteristikami.

8.2.1 Model materiálu kosti

Kosti jsou v lidském těle tvořeny kostní tkání. Kostní tkáň je nehomogenní, anizotropní a viskoelastický biomateriál, jehož mechanické vlastnosti ovlivňuje řada faktorů. Je složena z kostních buněk a z hmoty mezibuněčné. Mezibuněčná hmota kostní tkáně se skládá z ústrojné složky, nazývané ossein, tvořené svazky kolagenních fibril. Rozlišujeme dva základní typy kostních tkání, podle toho jak je uspořádána fibrilární složka kosti: kostní tkáň hutnou - kompaktní (substantia compacta) a kostní tkáň trámčitou (substantia trabecularis) (viz obr. 8.17). V obou dvou případech je vláknitá mezibuněčná hmota uspořádaná pravidelně. Hutná kompaktní tkáň tvoří především povrch kostí a její tloušťka je dána u každého jedince fyziologickými a genetickými předpoklady. Trámčitá tkáň (spongióza) vyplňuje vnitřní prostor kostí a její kvalita a hustota je určena stářím a celkovou životosprávou člověka. Po celý život oba typy kostní tkáně podléhají tzv. remodelaci (přestavbě), což je odbourávání a novotvorba kostní tkáně [9].

1 - Periost

2 - Povrchové lamely

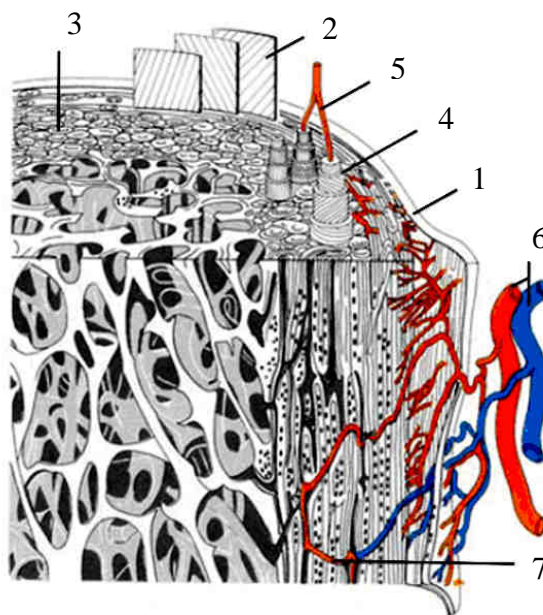
3 - Spongióza

4 - Haversovy lamely

5 - Cévy Haversových kanálků

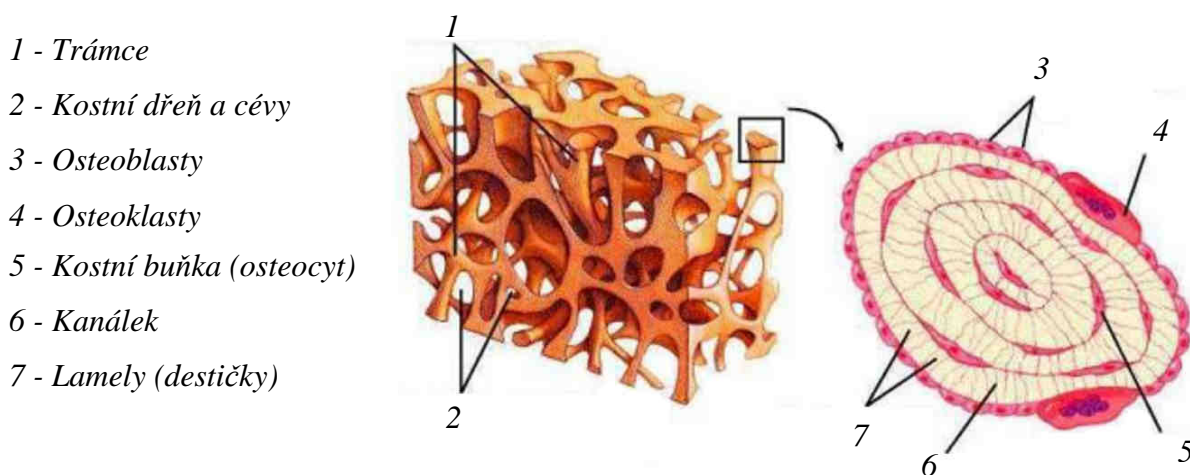
6 - Přívodní cévy

7 - Volkmannovy kanálky



Obr. 8.17 Struktura kosti

Spongiózní kost (viz obr. 8.18) je buď nepravidelně houbovitá, nebo jsou její trámčičky uspořádány ve zcela určitých směrech, které odpovídají směrům hlavních napětí – vytváří prostorovou síť. Tato architektonika spongiózy se vytváří vlivem vnějšího zatížení a za spoluúčasti svalů tak, že trámce vystavené vyššímu zatížení (tlaku nebo tahu) mohutnější, kdežto trámce nezatížené se ztenčují a odbourávají. Spongiózní kost tvoří v podstatě pórovitou strukturu. Póry jsou proměnné co do velikosti a tvaru a jsou vyplněny kostní dření, tukem a jinými kapalnými složkami buněčného původu [9].



Obr. 8.18 Spongiózní (trámčitá) kost

Kompaktní kost je silná vrstva kostní tkáně (viz obr 8.19). Na vnějším povrchu je kryta periostem, v němž probíhají cévy, dále tenké nervové větévky a je zde i značné množství nervových zakončení. Těsně pod periostem probíhají různé silné vrstvy paralelně řazených lamel, probíhajících rovnoběžně s povrchem kosti a označují se jako zevní plášťový systém. Stejně složená vrstva se nachází i na dřeňové straně kosti kryté navíc endostem, vnitřním plášťovým systémem. Mezi sebou oba plášťové systémy uzavírají silnou vrstvu kostních lamel, jenž jsou vrstveny na způsob trubice o postupně větším průměru a zasunutých do sebe. Tento systém koncentricky vrstvených lamel se označuje jako Haversův systém. Mezi Haversovými systémy se nacházejí lamely tzv. intersticiální, které představují zbytky dříve založených, ale během přestavby odbouraných systémů. V ose každého osteonu probíhá podélně orientovaný Haversův kanálek, obsahující cévy, krevní, mízní, vlákna nervová a malé množství výplňového intersticiálního vaziva. Z vnějšího i vnitřního povrchu vstupují do kosti kanálky Volkmannovy, obsahující cévy vnikající do kosti z periostu, které jsou vázány s Haversovými kanálky.

1 - Osteon (Haversův systém)

2 - Obvodové Lamely

3 - Soustředné Lamely

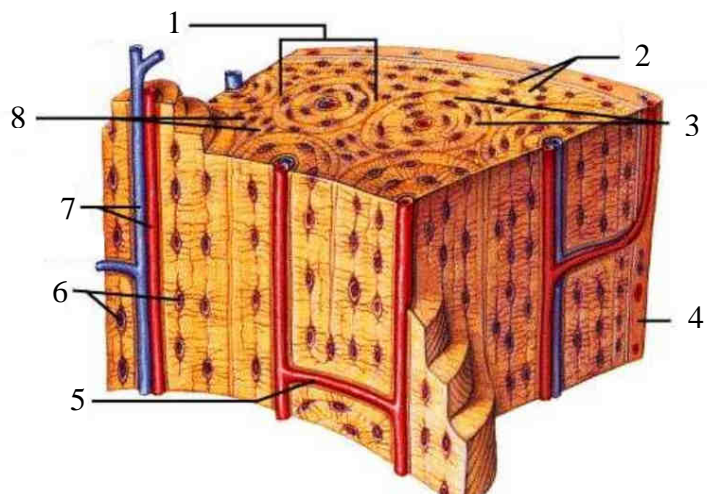
4 - Periost

5 - Céva uvnitř Volkmanova kanálku

6 - Kostní buňka (osteocyt)

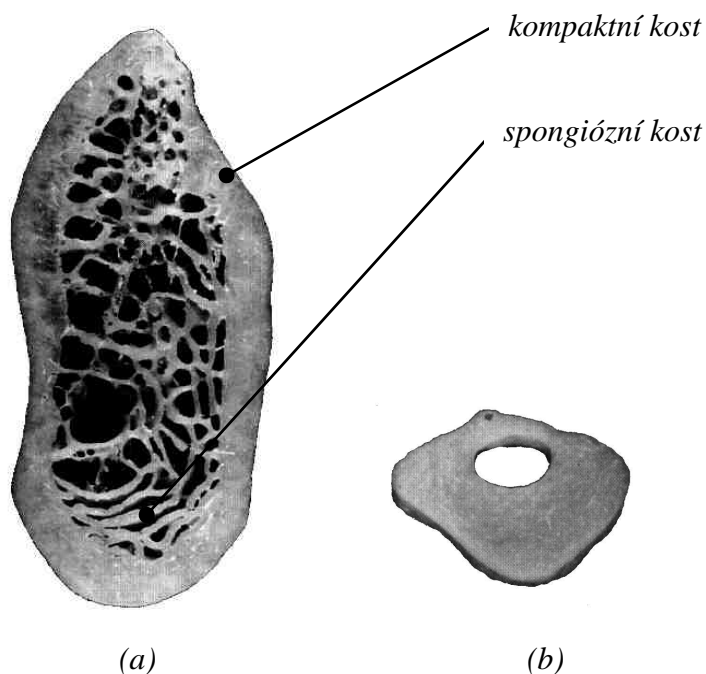
7 - Céva uvnitř Haversova kanálku

8 - Intersticiální Lamely



Obr. 8.19 Kompaktní kost

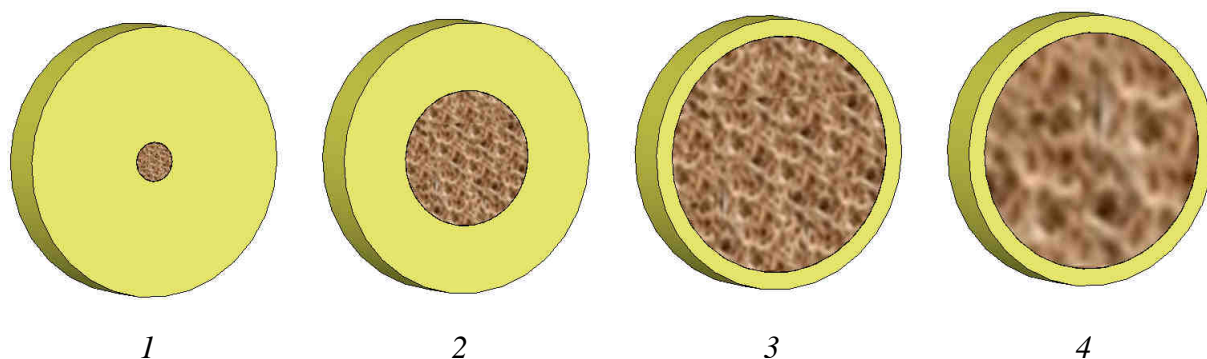
V dentální implantologii je častým problémem velikost a kvalita lože pro umístění dentálního implantátu. Na obrázku 8.20 je patrný rozdíl dvou jedinců, muže ve věku 69 let a ženy ve věku 83 let. Oba dva jedinci byli bezzubí a řez dolní čelisti je pořízen ze stejného místa. Značný rozdíl kosti u obou jedinců dokazuje, že při implantaci je důležité ke každému pacientovi přistupovat individuálně a před implantací zjistit kvalitu kostní tkáně a jí přizpůsobit výběr implantátu a průběh implantace



Obr. 8.20 Řez bezzubé dolní čelisti příklad a) 69- letého muže, b) 83- leté ženy

Jeden z důležitých parametrů, kterými se kvalita kosti posuzuje, je denzita. Klasifikaci denzity v dentální implantologii zavedli Lekholm a Zarb (viz obr. 21). Kvalita kosti se posuzuje z rentgenových snímků či z CT snímků.

Čtyři třídy kosti podle denzity



Obr. 8.21 Klasifikace kostní denzity (Lekholm a Zarb) - kvalitativní

Vlastnosti jednotlivých typů kostí charakterizoval Judy a Misch [8] do čtyř kategorií podle různé denzity D1 – D4. Nejčastější výskyt a poloha podle jednotlivých kategorií D1-D4 v kosti horní a spodní čelisti jsou uvedeny na obr 8.22 a v tab. 8.1.

D1 - pevná kompakta, málo spongiózy, frontální oblast atrofované a bezzubé mandibuly

Výhody:

- primární stabilita, kontakt kosti s povrchem implantátu 90 %, kratší implantáty, kratší implantáty

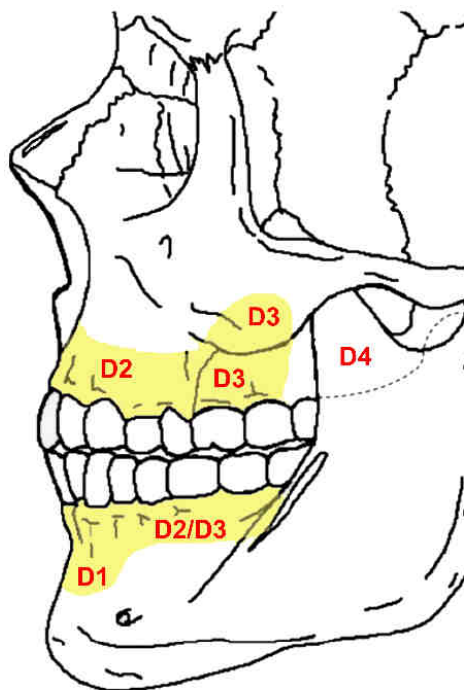
Nevýhody:

- horší cévní zásobení (delší vhojování), minimální výška kosti, preparace lože pro implantát (přehřátí)

D2 - pevná kompakta málo spongiózy, frontální a postranní úsek mandibuly

Výhody:

- primární stabilita, kontakt kosti s povrchem implantátu 75 %, snadná operace, vhojování



Obr. 8.22 Rozmístění kvality kosti D1 – D4 [8]

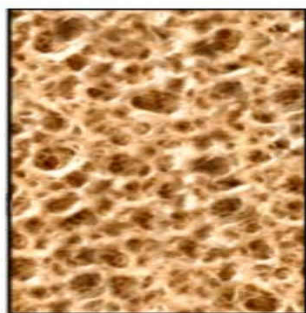
D3 - slabá kompakta spongióza s hustou strukturou, maxilla ve frontálním a postranním úseku

D4 - slabá kompakta řídká spongióza, maxilla v postranním úseku

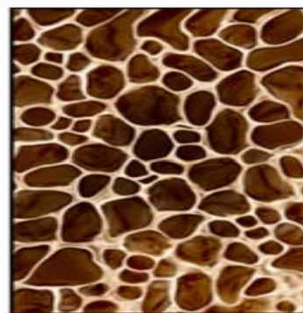
Klasifikace	Poloha kosti			
	Anterior maxilla	Posterior maxilla	Anterior mandibula	Posterior mandibula
D1 kost	0	0	6	3
D2 kost	25	10	66	50
D3 kost	65	50	25	46
D4 kost	10	40	3	1

Tab. 8.1 Obvyklé anatomické umístění kosti podle hustoty v %

Po ztrátě vlastních zubů má pouze málo pacientů tak kvalitní kostní tkáň, aby implantace a průběhy hojení byly úspěšné u běžných implantátů. V těchto případech jsou vhodné implantáty typu BOI. Tyto implantáty je možné použít i v případě masivního úbytku kosti např. vlivem osteoporózy (viz obr. 8.23). Podstatný rozdíl mezi implantáty BOI a většinou ostatních je ve způsobu kotvení. Implantáty BOI využívají ke kotvení i kortikální kostní tkáň.



(a)



(b)

Obr. 8.23 a) zdravá spongiózní kost, b) prořídnutá (osteoporózní) spongiózní kost

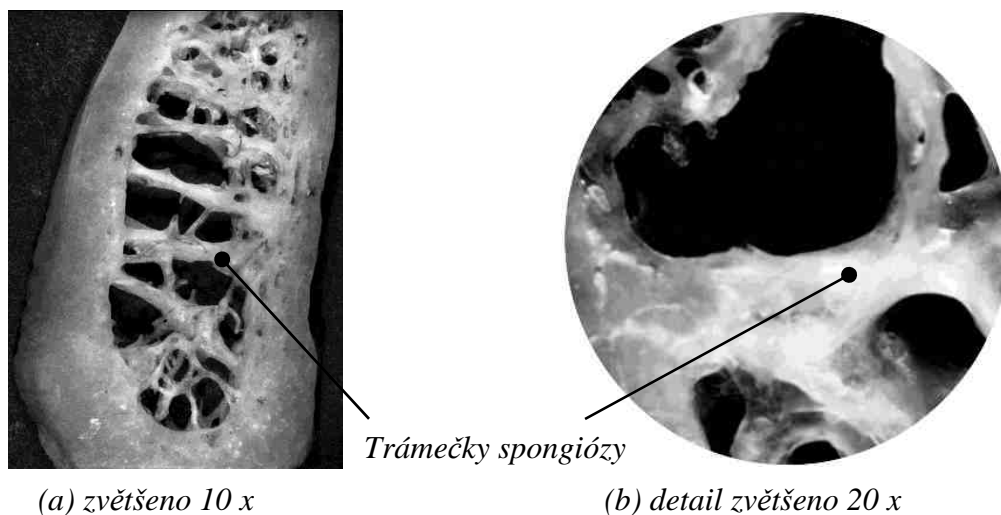
8.2.2 Model materiálu kostní tkáně a hodnoty materiálových charakteristik

Velkým problémem, kterým se biomechanika zabývá prakticky již od svého vzniku, je určování a měření vlastností kostní tkáně. Jelikož je měřený vzorek odebrán z lidského těla, ihned po vyjmutí se mění jeho mechanické vlastnosti a naměřené hodnoty neodpovídají již realitě. Jsou závislé jak na velikosti vzorku a jeho stavu (čerstvý, balzamovaný, zmrazený, suchý atd.), tak i na věku jedince na pohlaví a na celkové životosprávě a fyzické kondici jedince. Je tedy nutné vždy znát za jakých podmínek měření probíhalo a jaký je původ vzorku kostní tkáně. Existuje několik metod jak se materiálové charakteristiky dají stanovit. Tímto problémem se zabývala již řada prací a publikací od různých autorů. Experimentálně stanove-

né hodnoty vlastnosti kostní tkáně vykazují velké rozdíly. Mezi jedny z modernějších metod patří určování mechanických vlastností například pomocí mikro - CT [18], akustické mikroskopie apod.

Hodnoty materiálových charakteristik spongiózní kosti

Spongiózní kost je značně anizotropní materiál s různou hustotou a orientací kostních trámečků. Získání věrohodných materiálových charakteristik a konstitutivních vztahů je tedy značně obtížné a přesahovalo by rámce této diplomové práce. Materiál spongiózní kosti bude modelován jako homogenní, izotropní a lineárně pružný. Jeho charakteristikami pak jsou dva parametry a to Youngův modul pružnosti v tahu E [MPa] a Poissonovo číslo μ [-]. V literatuře je možné najít hodnoty modulů pružnosti spongiózní kosti člověka pro různé části těla v rozmezí 10 - 10000 MPa. U spodní čelisti se uvádí hodnota zdravé spongiózní kosti v rozmezí 1000 – 2000 MPa. Jelikož jsou zubní implantáty BOI určeny pro kost, která je postižena úbytkem hmoty (osteoporózou) spongiózní tkáně a tedy i snížením její denzity a tuhosti patrně především u starých a nemocných lidí (viz obr. 8.24), bude se v této práci uvažovat modul pružnosti v rozsahu hodnot 20 – 300 MPa. V oblasti nižších hodnot modulu pružnosti bude provedena citlivostní analýza a to v rozmezí hodnot 20 – 100 MPa. Poissonovo číslo je bráno jako konstantní hodnota (viz tab.8.2).



Obr. 8.24 Řez bezzubou dolní čelistí v oblasti foramen mentale starého člověka

Materiál	Youngův modul pružnosti E [MPa]	Poissonovo číslo μ [-]
Spongióza	20 - 300	0,3

Tab. 8.2 Materiálové charakteristiky spongiózní kosti

Hodnoty materiálových charakteristik kompaktní kosti

Jedná se opět o materiál nelineární, nehomogenní, vykazující anizotropní vlastnosti. Charakteristiky této živé tkáně jsou závislé především na stáří člověka. U kompakty jsou specifické vlastnosti a to, že modul pružnosti v obvodovém směru je vyšší než ve směru radiálním [20]. Proto je kompaktní kost často mnohými autory považována za ortotropní materiál [17], než za materiál izotropní. Stejně jako v případě kosti spongiózní získání věrohodných materiálových charakteristik a konstitutivních vztahů je obtížné a přesahovalo by rámce této diplomové práce. Bude tedy na dané rozlišovací úrovni materiál kortikální kosti uvažován jako homogenní, izotropní, lineárně pružný, jenž je popsán dvěma parametry a to Youngovým modulem pružnosti v tahu E [MPa] a Poissonovým číslem μ [-]. Tento model se i v literatuře objevuje mnohem častěji než model materiálu ortotropního. Materiálové charakteristiky pro kortikální kost byly převzaty z [16] (viz tab. 8.3).

Materiál	Youngův modul pružnosti E [MPa]	Poissonovo číslo μ [-]
Kompakta	13700	0,3

Tab. 8.3 Materiálové charakteristiky kompaktní kosti

8.2.3 Model materiálu implantátu

BOI implantáty jsou vyrobeny ze slitiny titanu, železa, síry, uhlíku, kyslíku, dusíku a vodíku, označované jako CP titan 2. Titan je nejpoužívanější kov k výrobě dentálních implantátů a není obtížné stanovit jeho materiálové charakteristiky. Má vynikající odolnost proti korozi a při správném zpracování povrchu je ideálním materiálem pro zubní implantologii. Má vynikající biokompatibilní vlastnosti povrchu. Materiál implantátu je modelován jako homogenní, izotropní a lineárně pružný a hodnoty Youngova modulu pružnosti - E a Poissonova čísla - μ jsou uvedeny v tabulce 8.4. Tyto základní charakteristiky byly převzaty z [19]. Implantáty vyrobené z titanových slitin dosahují poměrně vysokých hodnot meze pevnosti v tahu, pohybujících se kolem 1000 MPa.

Materiál	Youngův modul pružnosti E [MPa]	Poissonovo číslo μ [-]
CP titan 2	116 000	0,34

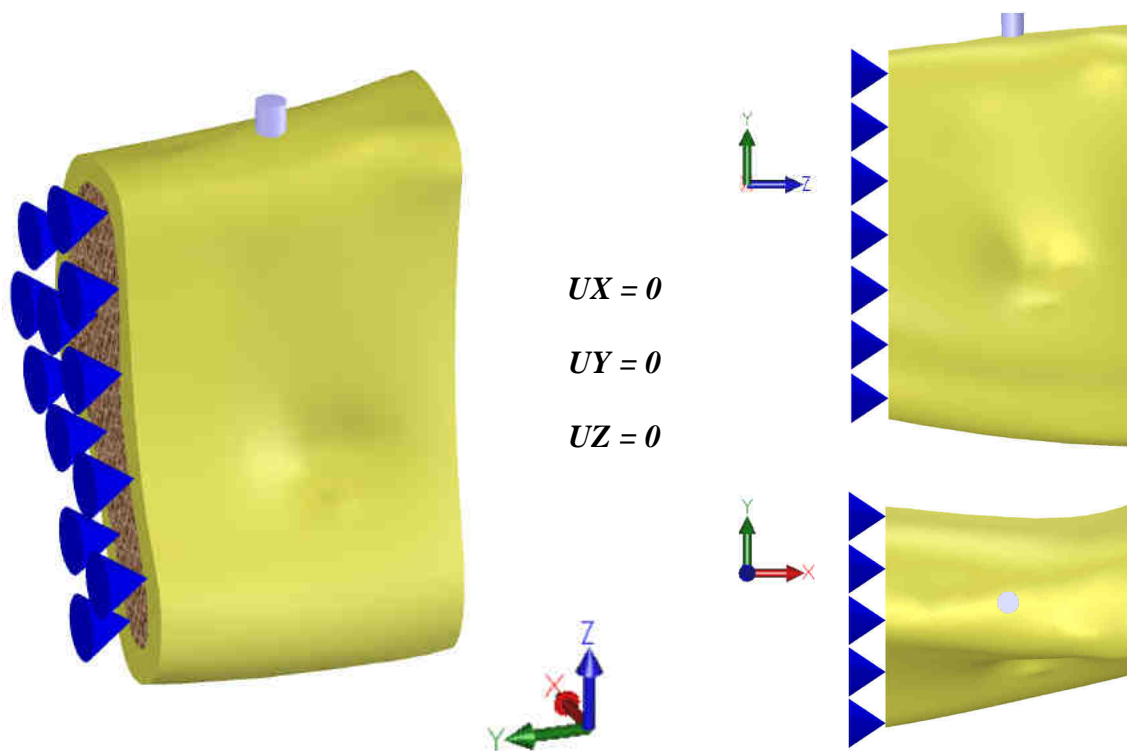
Tab. 8.4 Materiálové charakteristiky titanu

8.3 Model vazeb

V programovém prostředí systému ANSYS popisujeme interakci mezi jednotlivými komponentami soustavy nebo interakci soustavy s okolím předepsáním patřičných okrajových podmínek. Ty musí být určeny tak, aby bylo zabráněno volnému pohybu v prostoru všech těles, které se výpočtu účastní.

8.3.1 Model vazeb

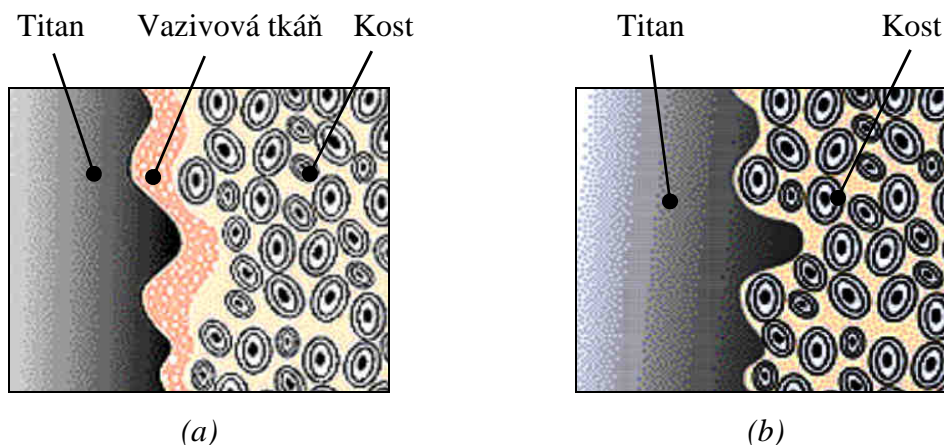
Možnost řešení implantátu zavedeného do celé spodní čelisti včetně kloubu, chrupavek a svalů, přesahuje možnosti této diplomové práce. Proto je implantát řešen s dostatečně velkým okolím kosti spodní čelisti tak, aby vzniklé silové působení v uložení neovlivňovalo deformaci a napjatost mimo tuto řešenou oblast. Implantát je umístěn uprostřed části úseku spodní čelisti (viz obr. 8.12 kap. 8.1.3) délky 20 mm. Na straně blíže k čelistnímu kloubu je po celé délce řezu zabráněno posuvům (viz obr. 8.25). Na opačné straně blíže k bradě nejsou předepsány žádné okrajové podmínky tzn., že je konec volný a je tak umožněno posuvům. Takto definované okrajové podmínky vymezují těleso jednoznačně v prostoru a zabrání jeho volnému pohybu. Zamezení posuvů bylo přiřazeno jak kosti spongiózní, tak kosti kompaktní.



Obr. 8.25 Vymezení těles v prostoru

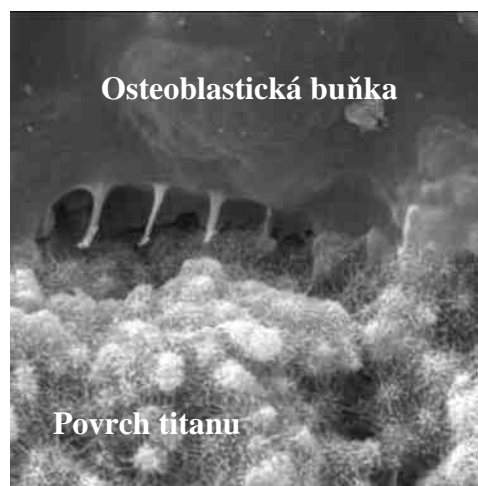
8.3.2 Model spojení

Zuby jsou v kosti zavěšeny na mikroskopických parodontálních vláknech (Sharpeyho vlákna), tedy pružně (viz obr. 2.1), implantáty jsou v kosti oseointegrované, tzn. mezi kostí a kovem žádná vrstva není, kost je přímo vrostlá do mikronerovností implantátu (viz obr. 8.26 - b)) [2]. Vytvoření vazivové mezivrstvy v mikroprostoru mezi implantátem a přilehlou kostí nelze považovat za úspěšný výsledek implantace (viz obr. 8.26 - a)).



Obr. 8.26 Oseointegrace a) nespojená, b) spojená

Od objevení oseointegrace je historie dentální implantologie doprovázena snahou modifikovat povrch materiálu (nejčastěji titanu) s cílem přiblížit jeho reaktivitu bioaktivním materiálům a umožnit tak bezpečnou tvorbu funkčního rozhraní dentálního implantátu s kostí v co nejkratší době. Implantáty z čistého titanu s hladkým povrchem představují typ implantátu, který se používá nejdéle. Vynikající výsledky, které jimi lze docílit, jsou závislé na kvalitě (viz obr. 8.21) a kvantitě kosti. Oseointegraci lze v mnohých případech zlepšit použitím zdrsňeného povrchu implantátu (plasmové sprejování titanem, povlakování hydroxyapatitem, opracování povrchu - pískováním, - leptáním). Na hladkém titanovém povrchu není příliš dobrá adheze s kostí a může docházet ke vzniku dutinek, které snižují plochu kontaktu. Hrubý povrch implantátu zlepšuje primární zakotvení implantátu



Obr. 8.27 Osteoblastická buňka adherující na povrch titanu

(viz obr. 8.27) a zvětšuje se kontaktní plocha. Dalším faktorem ovlivňující oseointegraci je období, ve kterém se implantát začne (kousáním) mechanicky zatěžovat [5]. Uvádí se tři možnosti kdy implantát zatěžovat:

I) Konvenční zatěžování – doporučuje se zachovat vhojovací období 4 měsíce ve spodní čelisti a 6 měsíců v horní čelisti. Úspěšnost vhojení implantátu je 96 – 100 %.

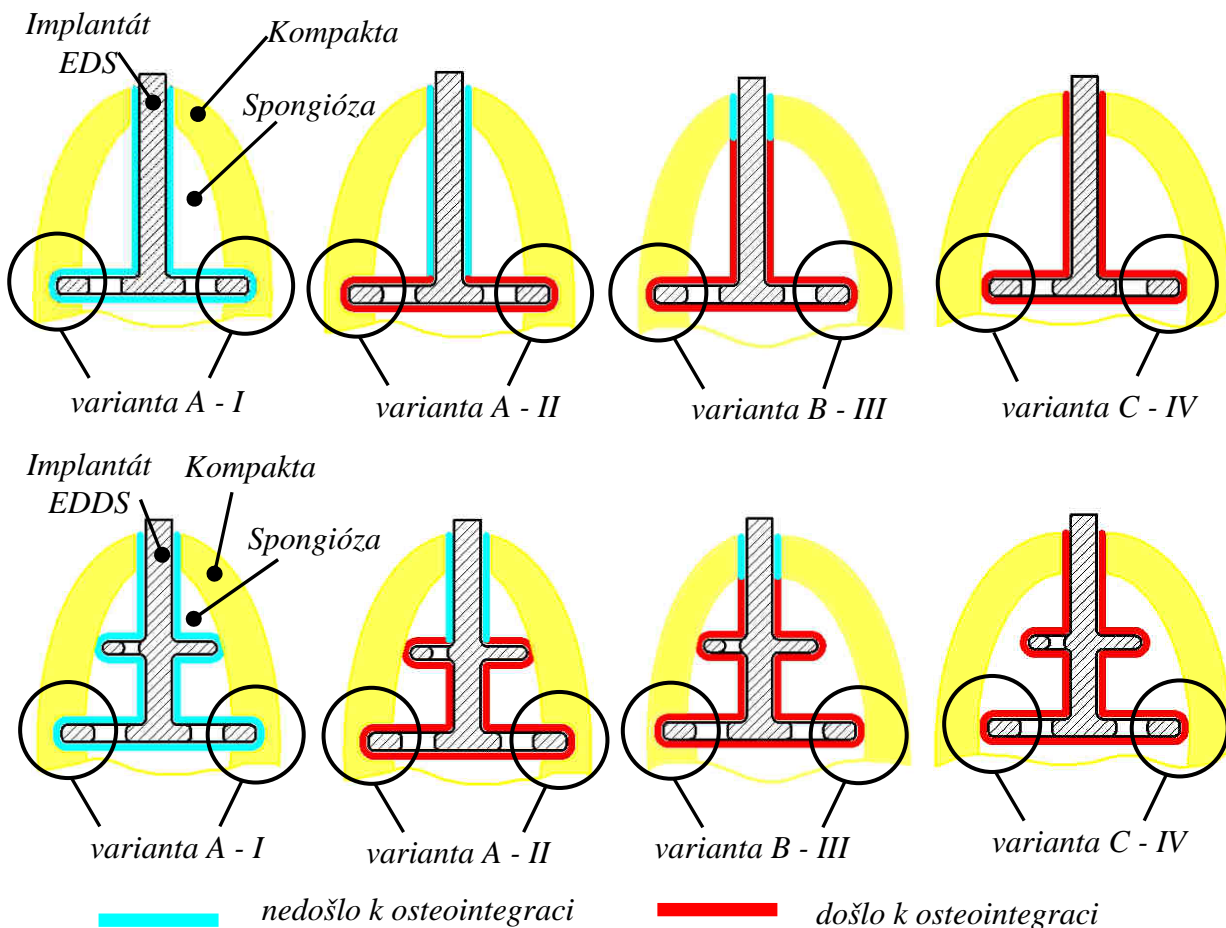
II) Okamžité zatížení - tato koncepce má menší úspěšnost a dochází k selhávání implantátu a nutnosti jej poté reoperovat. Důvodů může být hned několik. Například přenos mikropohybů na implantát nebo přetížení okluzními silami či kvalita a kvantita kosti apod. Výhodou je ovšem komfort pro pacienta, protože odpadá nutnost nosit snímatelnou náhradu v období vhojování. Úspěšnost je podle různých autorů 80 - 97 %, a je závislá na mnoha faktorech. Nejčastěji dochází k selhání u kuřáků a u lidí se špatnými hygienickými návyky.

III) Časné zatížení - používá se pro implantáty s leptaným povrchem a je to kompromis mezi předchozími dvěma koncepty.

U BOI implantátů je propagována možnost okamžitého zatěžování po jejich implantaci. Je tedy potřeba vyšetřit případy jak postupně zubní implantát přirůstá ke kosti. Tam, kde implantát nebude oseointegrovan dochází k relativnímu posuvu mezi kostí a nepřirostlým povrchem. Po zavedení BOI implantátu oseointegrace proběhne postupně od spodní diskové části, dále na dřívku implantátu a to nejprve s kostí spongiózní a následně s kostí kompaktní.

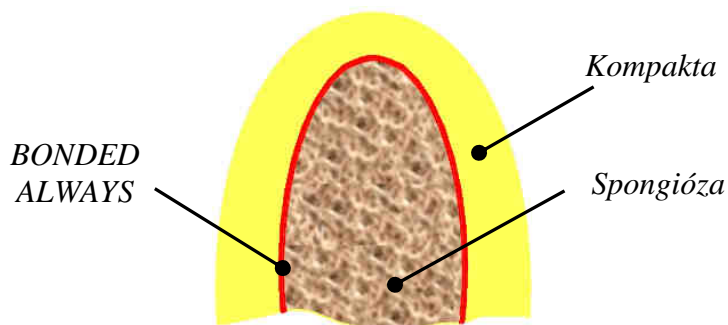
U všech variant vytvořených modelů jsou stejné okrajové podmínky, pouze se mění typ spojení mezi živou kostní tkání a implantátem vlivem oseointegrace. Vazby mezi kostí kompaktní, spongiózní a implantátem a jejich interakce jsou modelovány kontaktem. Ten je vytvořen v systému ANSYS pomocí kontaktních prvků (viz kapitola 8.5.1). V místech, kde předpokládáme, že dojde k oseointegraci mezi implantátem a kostní tkání, bude modelováno pevné spojení - BONDED ALWAYS (slepení ploch). Je třeba si uvědomit, že ne vždy může oseointegrace proběhnout na všech částech implantátu, a proto je pevné spojení (BONDED ALWAYS) modelováno postupně od spodní báze implantátu na níž oseointegrace proběhne jako první až do případu, kdy dojde pravděpodobně k nejpříznivějšímu stavu tedy že implantát oseointegruje celý do kosti a to jak do spongiózní, tak i kompaktní. Tam, kde není implantát oseointegrovan bude uvažován kontakt STANDART (v systému ANSYS Workbench zadán kontakt FRICTIONLESS s defaultním nastavením). Předchozí skutečnosti jsou uvedeny názorně na obrázku 8.28, kde je červenou barvou vyznačeno pevné spojení BONDED ALWAYS a modrou barvou je vyznačen kontakt STANDART. Toto schématické značení

bude v další kapitole využito při prezentaci a analýze výsledků. Na obrázku 8.28 je vyznačen postup oseointegrace pro různé varianty řešení A, B, C. Bude tedy nutné pro každou variantu řešení uvažovat různé stádia vhojení I - IV.



Obr. 8.28 Varianty a metodika značení pro jednotlivé výpočtové modely

Kontakt BONDED ALWAYS je vytvořen i mezi kostí spongiózní a kompaktní (viz obr. 8.29). Kosti spongiózní i kompaktní jsou k sobě přirostlé a tvoří tedy jednotný kompaktní celek.



Obr. 8.29 Model vazeb mezi kostí spongiózní a kompaktní

8.4 Model zatížení

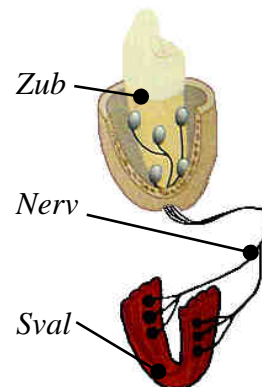
Na zuby se kouše silou řádově v desítkách až stovkách N (méně na přední a více na zadní zuby), na implantáty samozřejmě toutéž silou.

Podle výslednic sil rozlišujeme žvýkání:

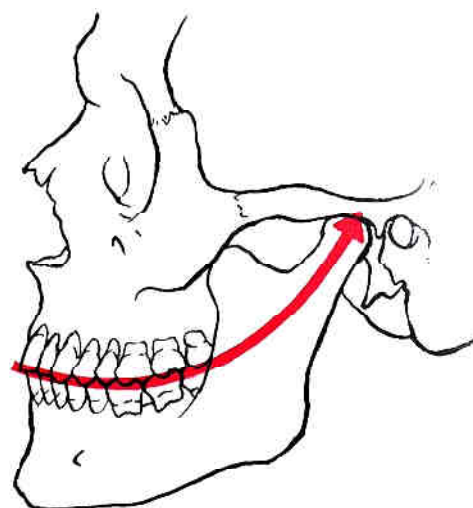
- a) šarnýřové (temporární) – probíhá v podobě sekacích pohybů
- b) třecí (maseterové) žvýkání – při zpracování velmi tuhé potravy.

Frontální zuby slouží k rozdrobení potravy tzn., že přední zuby horního oblouku jsou při skusu většinou před zuby dolního oblouku a řezou potravu. Svými senzory stanoví, na jakou tvrdost a strukturu se musí připravit postranní zuby a sval (viz obr. 8.30) [5]. Postranní zuby působí větší žvýkací silou a vytváří velkou oporu pro skus (okluzi). Centrum žvýkací síly je umístěno v oblasti druhého premoláru a prvního moláru.

Výslednicí žvýkacích svalů vůči prvnímu moláru, což je nejzatíženější zub, je čára okluse a artikulace zubů (viz obr. 8.31). Čára okluse vytváří křivku, která klesá od řezáků k prvnímu moláru a pak stoupá až k třetímu moláru a v pokračování by prošla čelistním kloubem (*caput mandibulae*) [1]. Velikosti žvýkacích sil působících na jednotlivé zuby v okluzní rovině jsou uvedeny v tabulce tab. 8.5) [14].



Obr. 8.30 Vazba sval - zub



Obr. 8.31 Čára okluse

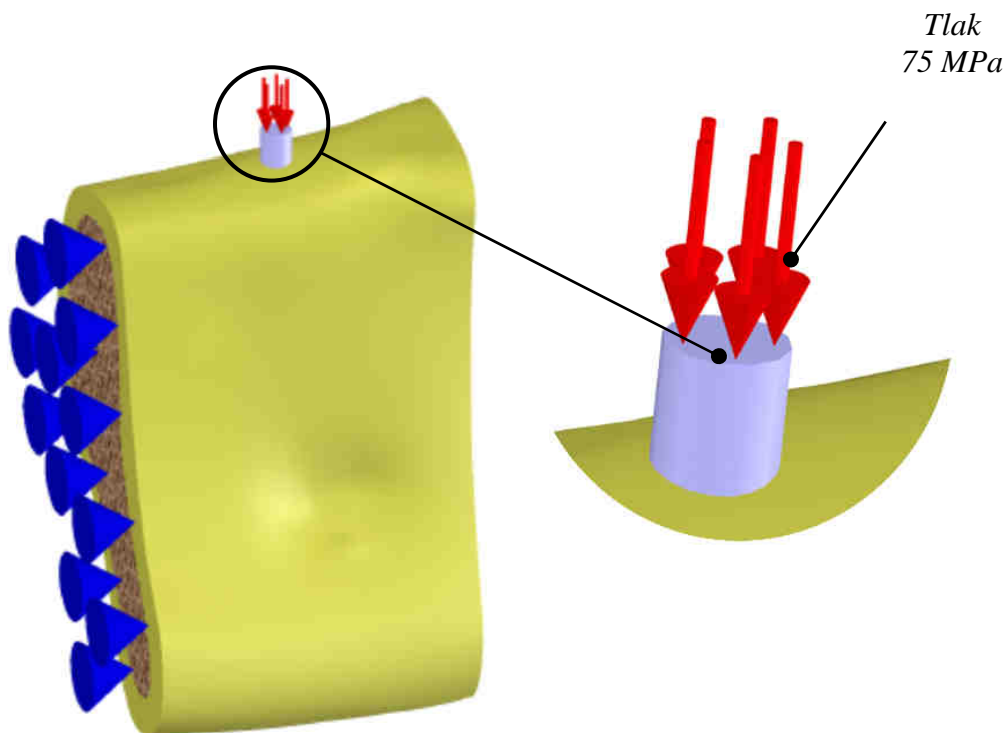
Číslo zubu	Název zubu	Síla mezi zuby [N]
1	střední řezák	55
2	postranní řezák	85
3	špičák	115
4	první premolár	145
5	druhý premolár	165
6	první molár	175
7	druhý molár	190

Tab. 8.5 Síly působící při skusu na jednotlivé zuby v okluzní rovině [14]

Dosud publikované práce zabývající se silovým působením mezi zuby při kousání a žvýkání uvádějí rozdílné hodnoty. Například Eckermann uvádí maximální sílu mezi řezáky 250-400 N (u mužů), Tylman mezi moláry u mužů 200-400 N, Schroder u mužů mezi druhými a třetími moláry 777 N [14].

Z hlediska funkce slouží spodní čelist jako „drtič“ potravy a jsou v ní vyvíjeny silná mechanická namáhání od žvýkacích svalů (viz obr. 6.9 kap. 6.4). Na skusu se nejvíce účastní především svaly m. masseter, m. temporalis, m. pterygoideus, m. pterygoideus lateralis. Ve výpočtovém systému ANSYS je zatížení u všech řešených variant realizováno tlakem (viz obr. 8.32). Tlak byl vypočítán ze síly, jež byla experimentálně naměřena a stanovena její střední hodnota pomocí analýzy malých výběrů na 190 [N] v práci [15]. V předložené práci byla síla měřena při stisku pouze prvních předních molárů, což je oblast ve které jsou umístěny řešené implantáty EDS a EDDS. Síla byla přepočítána na tlak 75 MPa, který byl zadán na plochu dříku implantátu obrázek 8.26.

$$p = \frac{F}{S} = \frac{F}{\frac{\pi \cdot d^2}{4}} = \frac{190[\text{N}]}{\frac{\pi \cdot 1,8^2}{4}[\text{mm}^2]} = 74,67[\text{MPa}] \cong \underline{\underline{75[\text{MPa}]}}$$



Obr. 8.32 Model zatížení spodní čelisti se zubním implantátem

8.5 Diskretizovaný model

Výsledný model geometrie byl uložen ve formátu SAT, který umožňuje vstup do programovém prostředí ANSYS Workbench. Formát je určen pro výměnu dat mezi systémy založenými na jádře ACIS. Objemová tělesa jsou ukládána ve formě tzv. hraničních modelů. Tím se zmenší velikost dat a zkrátí doba zobrazení, ale bohužel dojde ke ztrátě historie modelování. Následná úprava je možná pouze tvorbou dalších těles, popřípadě ořezáváním, vysunováním apod..

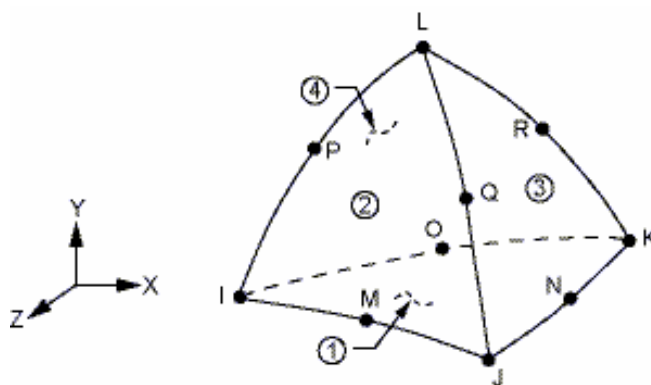
8.5.1 Obecný popis použitých prvků

Přesnost výpočtu je především závislá na množství elementů a jejich charakteristikách, pomocí kterých je výpočtový model definován. Velikost elementů byla volena tak, aby nedošlo k přesáhnutí meze, která je povolena školní licencí a to 256 000 uzlů. Při tom byla snaha co nejlépe postihnout tvarové detaily a vytvořit na nich plnohodnotnou diskretizaci z důvodu poměrně složité geometrie celé sestavy implantátu a kosti.

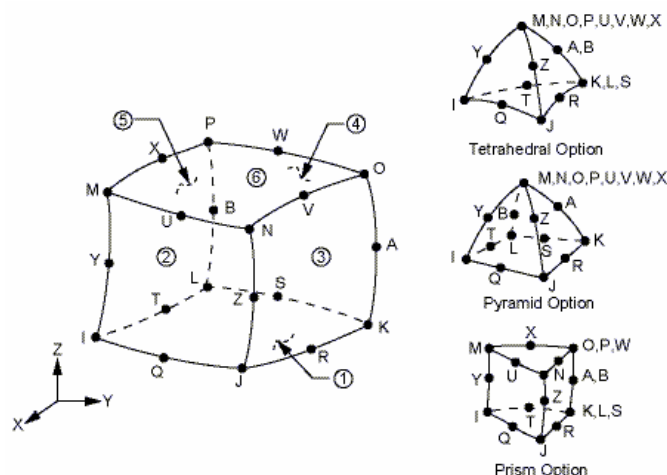
Při řešení výpočtu jsem použil kvadratický prvek typu **SOLID 187** (viz obr. 8.33). Patří do rodiny s vyšší kategorií 3D prvků, využívaných při tvorbě diskretizované sítě. Prvek je definován 10 uzly, které jsou označeny písmeny (I, J, K, L, M, N, O, P, Q, R). Každý z těchto uzlů má tři stupně volnosti (UX, UY, UZ). Tyto stupně volnosti dovolují posuvy v osách x,

y a z. Pro tento prvek jsou charakteristické vlastnosti umožňující výpočet plasticity, hyperplasticity, velkých deformací, creepu atd. . Umožňuje také provádět simulaci pro deformace téměř nestlačitelných materiálů a plně nestlačitelných materiálů.

Dále bylo velice výhodné použít 3D prvek **SOLID 186** (viz obr. 8.34) pro vytvoření pravidelnější sítě. Jedná se o 20 uzlový prvek (I, J, K, L, M, N, O, P, Q, R, S, T, U, V, W, X, Y, Z, A, B). V uzlech jsou tři stupně volnosti UX, UY, UZ. Tento prvek má prakticky stejné vlastnosti jako dříve popsáný SOLID 187.

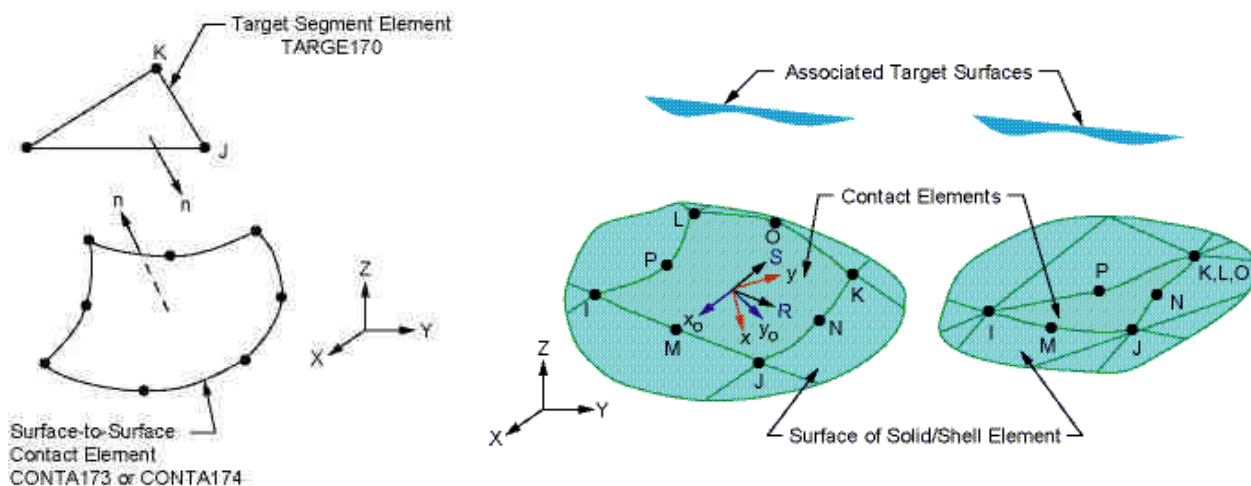


Obr. 8.33 Geometrie prvku SOLID 187



Obr. 8.34 Geometrie prvku SOLID 186

Kontaktní pár na stykových površích je tvořen prvky typu „cílový povrch“ (target surface) a „kontaktní povrch“ (contact surface). K tvorbě kontaktu byly použity dva typy párových kontaktních prvků **TARGET 170** a **CONTA 174** (viz obr. 8.35). Jedná se o osmiuzlové 3D prvky s kvadratickými báзовými funkcemi.

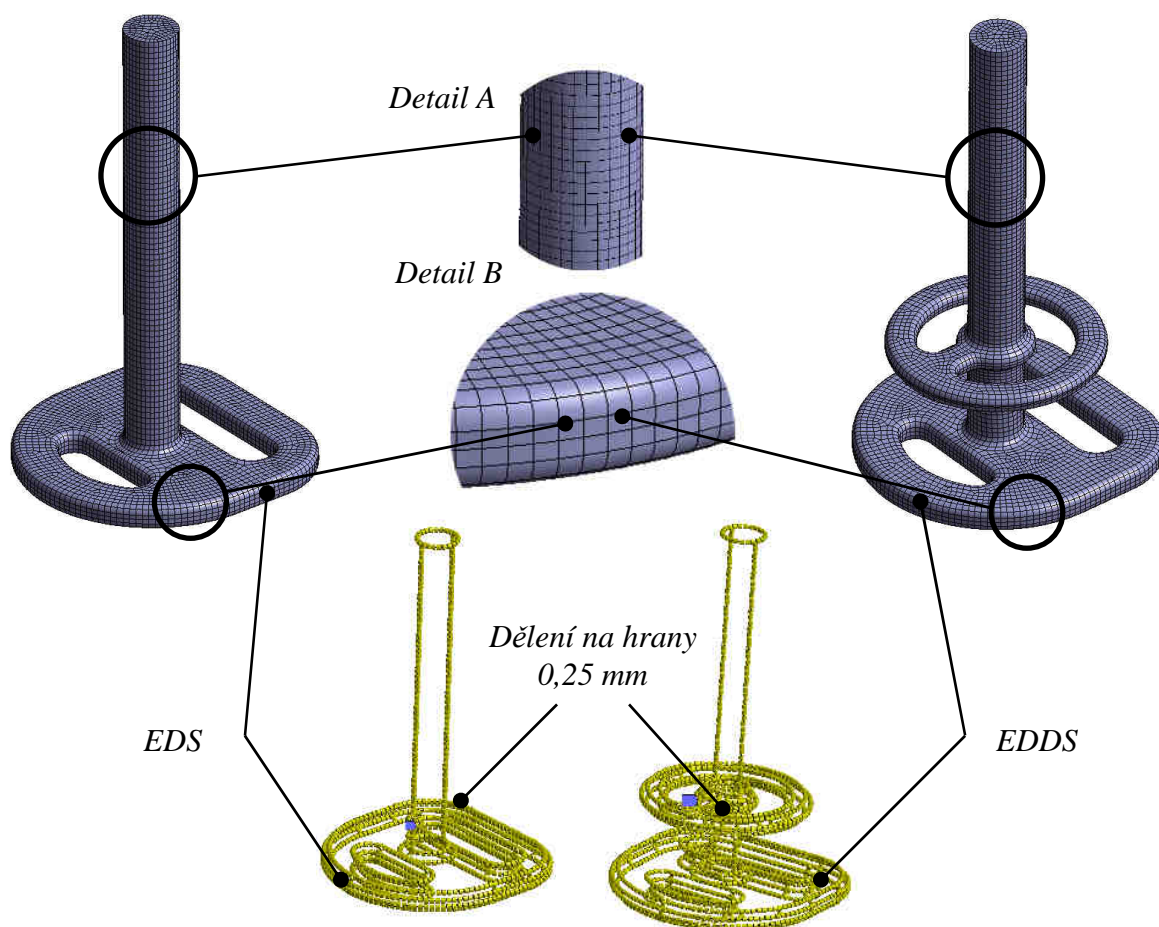


Obr. 8.35 Geometrie elementů CONTA 174 a TARGET 170

8.5.2 Tvorba diskretizovaného modelu

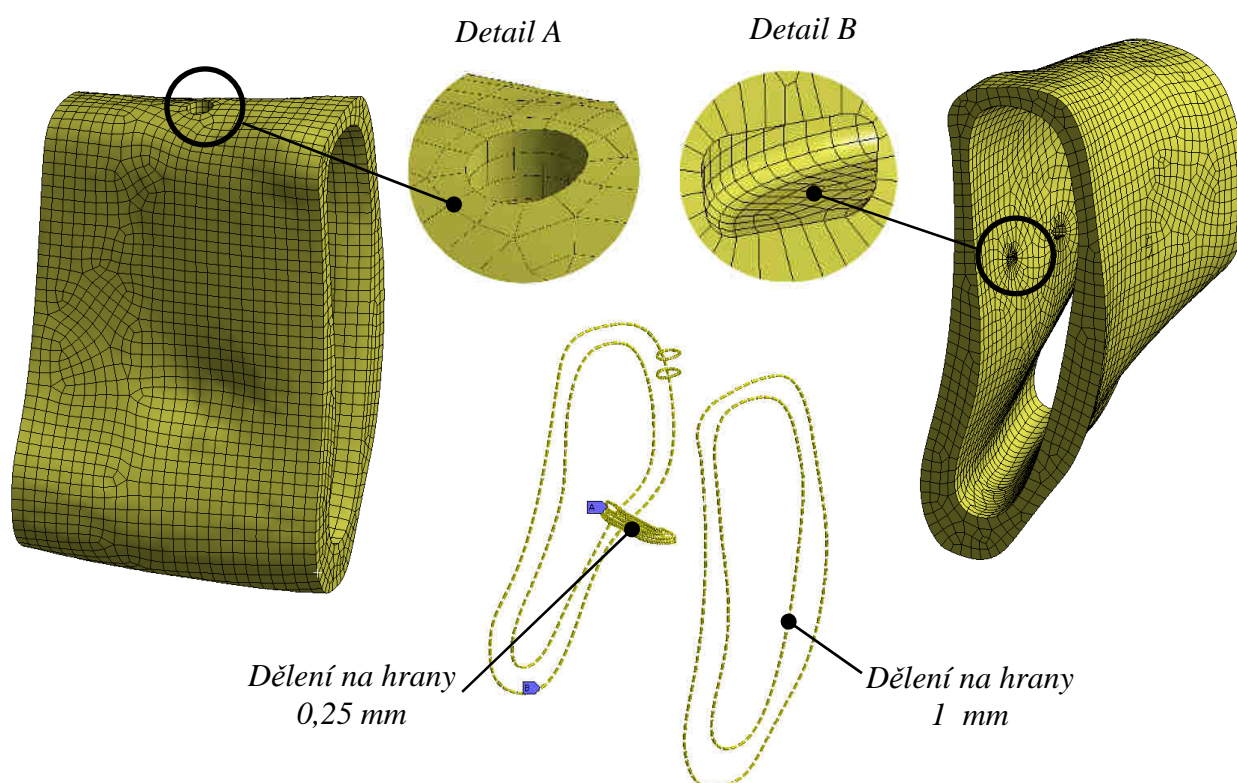
Program ANSYS Workbench umožňuje automaticky generovat tyto sítě: a) volnou síť pomocí čtyřstěnů (solid 187 - těmito prvky jde vyplnit téměř libovolný objem), b) mapovanou síť pomocí šestistěnů (solid 186 - těmito prvky jdou vyplnit objemy, jež splňují určitá pravidla tvaru, dělení apod.). Dále ještě můžeme generovat přechodové pyramidové prvky, čímž můžeme vytvořit přechod mezi mapovanou a volnou sítí. Model může obsahovat maximálně 256 000 uzlů, protože je počítán na školní verzi ANSYSu a od toho se odvíjí postup při vytváření sítě.

Při diskretizaci modelů implantátů byla snaha vytvořit co nejpravidelnější síť s jemnými prvky (viz obr. 8.36). Při tom bylo využito funkcí, které umožnily upravovat velikosti prvků především dělení hran a nastavení velikosti prvku pro celý objem. U implantátů byla volena velikost dělení i velikost konečnoprvkových elementů 0,25 mm. Při snaze docílit co nejpravidelnější sítě byla na plochách implantátu vytvořena mapovaná síť (viz obr. 8.36 detail A, detail B), a tím došlo i ke snížení počtu uzlů.



Obr. 8.36 Diskretizace modelů implantátů EDS a EDDS

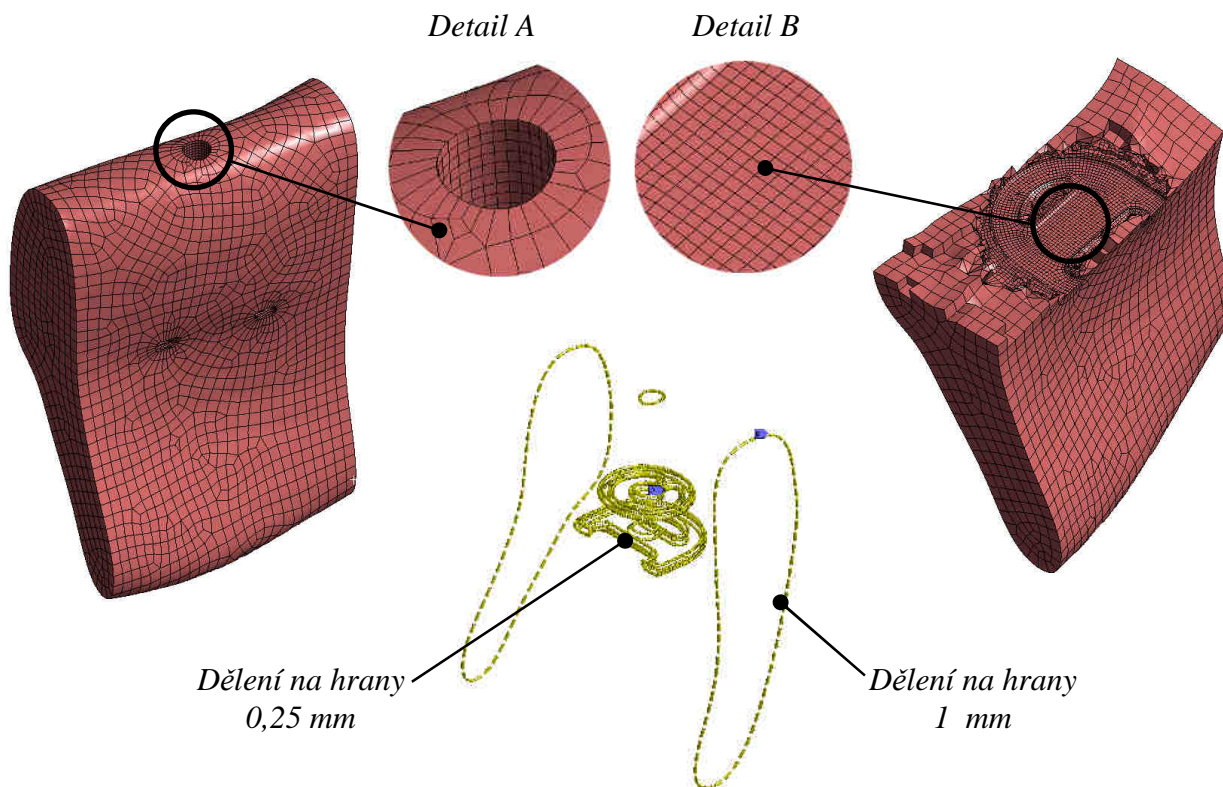
Při vytváření sítě kompaktní kostní tkáně nebylo možné již použít tak jemnou síť elementů. Proto byla velikost prvku globálně nastavena na 1 mm. V místech, kde dochází ke kontaktu s implantátem a je možnost vzniku koncentrátorů napětí, je síť zahuštěna na velikost elementu 0,25 mm pomocí dělení hran a ploch (viz obr. 8.37). Na plochách styku dvou těles byla použita mapovaná síť (viz obr. 8.37 detail A, detail B), aby výpočet rychleji a lépe konvergoval. Celý objem kosti je poměrně pravidelný a nemá žádnou složitější geometrii.



Obr. 8.37 Diskretizace kompakty

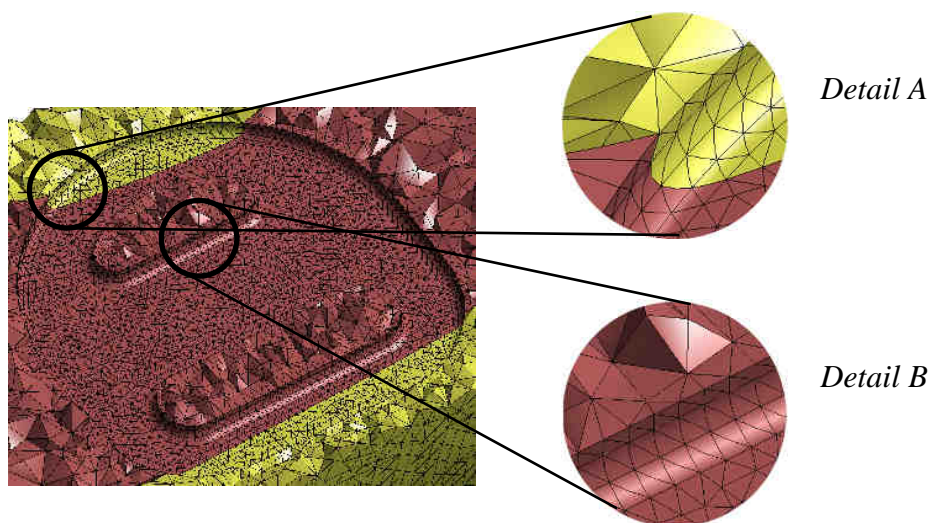
Pro generování sítě kosti spongiózní byla jako v předchozím případě volena stejná pravidla pro velikosti prvků. Celý objem byl vyplněn prvky velikosti 1 mm a na plochy a hrany v místě kontaktu s implantátem a možných místech vzniku koncentrátorů byla síť nadělena na velikost 0,25 mm (viz obr. 8.38). Opět byla vytvořena mapovaná síť, aby se předešlo možným problémům s konvergencí (viz obr. 8.38 detail A, detail B).

Tento postup tvorby sítě byl uplatněn u všech modelů jednotlivých variant pro oba dva typy implantátů. Přitom byla dodržena omezení 256 000 nodů licenční podmínka 256 000 uzlů.



Obr. 8.38 Diskretizace spongiózy

V některých případech, kdy byly značné problémy s konvergencí a docházelo k vzniku singulárních napětí pouze v jednom nodu, nebo když virtuální paměť počítače nestačila při řešení, byla provedena diskretizace pomocí čtyřstěnnů (SOLID 187). Sít' je opět vytvořena pomocí nástrojů, tj. dělení přímek a nastavování velikosti elementů na objem a plochy (viz obr. 8.39). Také se pro tvorbu pravidelnější sítě využilo mapování, které bylo možné pouze na geometricky pravidelných tvarech (viz obr. 8.39 detail A a B).



Obr. 8.39 Diskretizace čtyřstěnným prvkem

8.6 Realizace výpočtu

8.6.1 Použitý hardware

Výpočty byly realizovány na počítačích na ÚMT FSI VUT v Brně. Jedná se o dvou-procesorové výpočetní stanice s 2GB RAM, procesory intel Core 2 Duo inside s frekvencí 2 GHz a s 300 GB harddiskem. Na počítačích je nainstalován operační systém Windows XP se Service Packem 2.

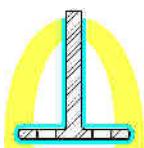
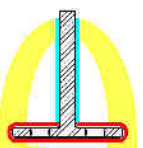
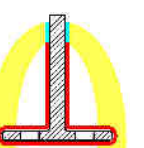
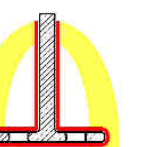

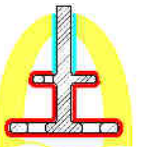
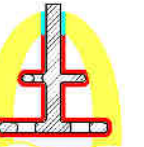
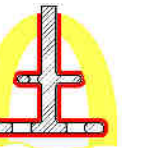
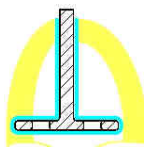
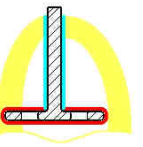
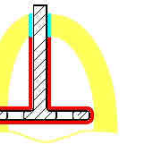
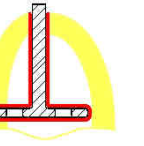

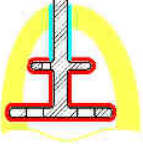
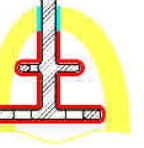
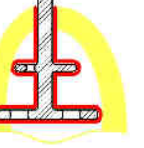

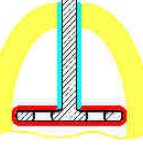
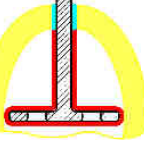
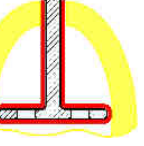

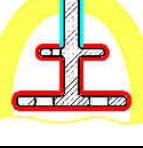
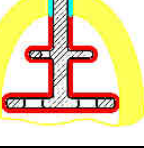
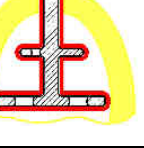
8.6.2 Nastavení parametrů řešiče

Výpočtový systém ANSYS nabízí řadu řešičů. Jelikož je řešen kontaktní problém a použité materiály mají značně rozdílné materiálové charakteristiky především modulu pružnosti, je třeba vybrat vhodný řešič, aby úloha konvergovala. Proto byl použit iterační PCG řešič a plná Newton Raphsonova procedura. Řešič PCG je vhodný pro velké náročnější 3-D modely. Pracuje se symetrickými a řídkými maticemi a vyžaduje velké množství operační paměti RAM počítače, ovšem nemá již takové nároky na harddisk počítače. Defaultně je přesnost PCG řešiče nastavena na hodnotu $1,0 \cdot 10^{-8}$. V běžných výpočtech je dostačující přesnost $1,0 \cdot 10^{-5}$. Dále byly připuštěny velké deformace (*Large deflection On*) a ostatní parametry byli ponechány na defaultních hodnotách. Délka trvání výpočtů se pohybovala u každé řešené úlohy v závislosti na rozsahu nelinearity. Doba trvání je též závislá na použitém typu řešiče, na použitém hardware, na kterém byl výpočet uskutečněn, a také na rozsahu a velikosti řešené úlohy.

9 PREZENTACE A ANALÝZA VÝSLEDKŮ

9.1 Přehled řešených variant

Následující tabulka 9.1 uvádí přehled všech řešených variant, pro něž byl výpočet realizován. Jde o tři varianty uložení a čtyři stádia vhojování implantátu v kosti. Doba výpočtů byla závislá především na typu kontaktu. Nejdéle trval výpočet pro citlivostní analýzu varianty A při prvním stadiu oseointegrace implantátu EDDS (EDDS:A-I). Je to z důvodu rozsahu kontaktní úlohy.

BOI	Stádium oseointegrace			
	I	II	III	IV
Varianta A				
				
Varianta B				
				
Varianta C				
				

Tab. 9.1 Přehled řešených variant

Celková doba všech výpočtů trvala přibližně 400 hodin. Jelikož výpočty probíhaly na několika výpočtových stanicích, byla tato výpočtová dávka i přes malé obtíže realizovatelná. U všech řešení byla povolena možnost velkých deformací, které u varianty A sice nejsou předpokládány, ale testovací výpočet ukázal, že není podstatný rozdíl mezi úlohou řešenou s velkými deformacemi a bez velkých deformací. Počítáno bylo celkem 216 výpočtů, a to pro tři varianty uložení implantátu, čtyři stádia oseointegrace a pro devět hodnot modulu pružnosti spongiózní kosti v rozsahu 20 – 100 MPa.

Pro posouzení mezního stavu pružnosti implantátu byl proveden výpočet implantátu zavedeného do spongiózní kosti, jejíž modul pružnosti byl v rozsahu 200 a 300 MPa. Opět se provedl výpočet pro všechny varianty uložení a stádia vhojení.

9.2 Citlivostní analýza

Citlivostní analýza má za úkol zjistit, jaký vliv má změna hodnot vstupních parametrů na hodnoty parametrů výstupních. Jelikož je značně komplikované určit a změřit materiálové charakteristiky osteoporózní kostní tkáně a hodnoty z literatury jsou ve velkém rozsahu, byla citlivostní analýza provedena pro spongiózní kost a její vliv na napjatost a deformaci. Jako měnící se vstupní parametr byl určen modul pružnosti této kosti, přičemž příčná koncentrace μ byla volena konstantní. Kompaktní kost je uvažována ve všech výpočtech s konstantními materiálovými charakteristikami E a μ .

9.2.1 Vliv modulu pružnosti spongiózní kosti na posuvy implantátu

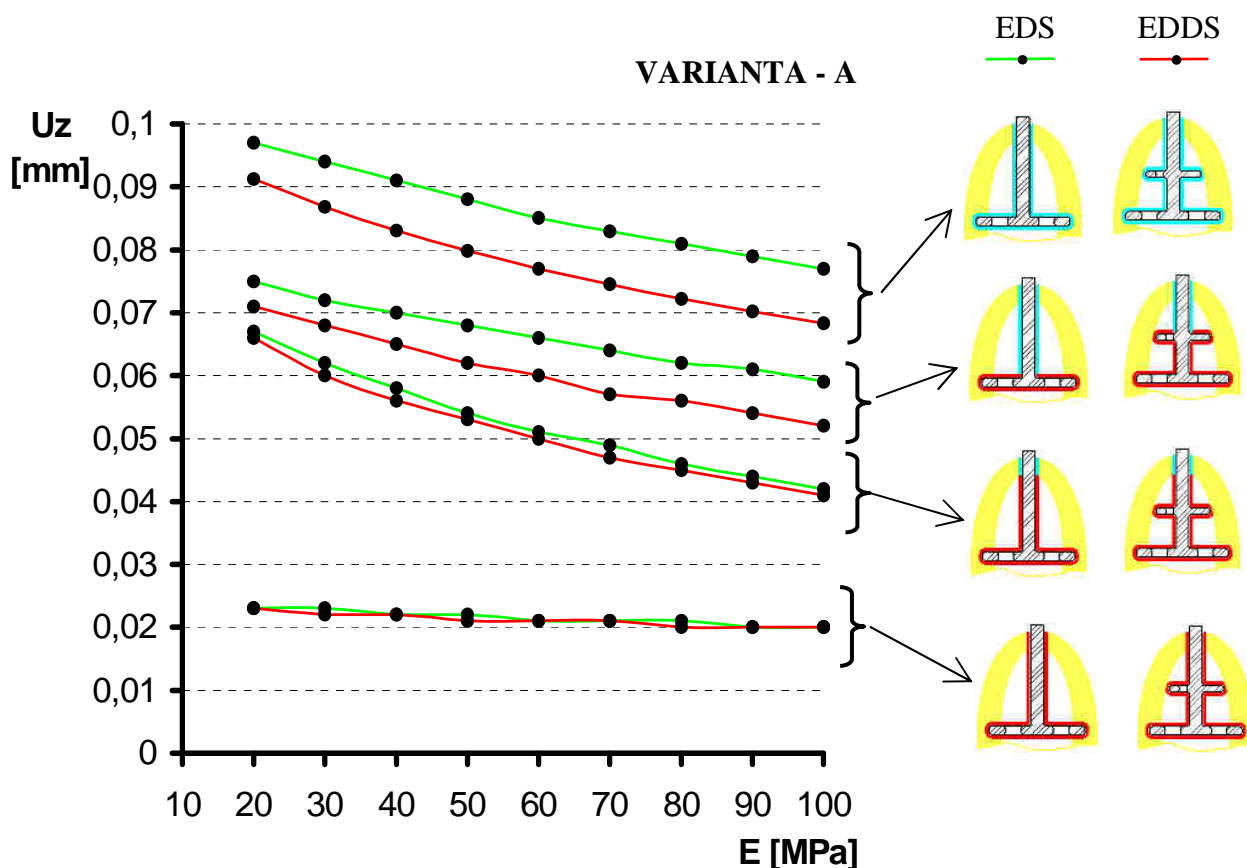
Pro všechny varianty zavedení implantátu A,B a C a jednotlivé stádia vhojování byl sledován vliv modulu pružnosti spongiózní kosti. Na obr. 9.1 je zobrazen graf, který vyjadřuje závislost posuvu dříku implantátu v ose U_z na velikosti modulu pružnosti spongiózní kosti pro uložení implantátu - varianta A. Z grafu můžeme vidět, že s rostoucím modulem pružnosti se posuvy dříku snižují. Snížení je přibližně o 20% mezi hodnotou spongiózy 20 – 100 MPa. Největší vliv na posuv má ovšem stupeň oseointegrace. Čím větší plocha implantátu je přirostlá ke kostní tkáni, tím menší posuv dříku nastane. Rozdíl mezi nepřirostlým a zcela oseointegrovaným implantátem činil 76% v posuvech dříku. Dále je patrný rozdíl mezi jednodiskovým implantátem EDS a dvoudiskovým implantátem EDDS. Vliv přidaného horního disku je největší v situaci, kdy nedošlo k žádné oseointegraci. Vlivem disku dojde ke snížení posuvů o 11,3%. Na obr. 9.2 je zobrazen průběh izolinií posuvů pro celý výpočtový model v průběhu oseointegrace (I – IV). Názorně je vidět, jak se mění posuvy ve směru osy z .

U varianty uložení B a C docházelo k větším posuvům než u varianty A. U těchto dvou variant je z grafů na obr. 9.3 a 9.5 vidět postupné snižování posuvu dříku v závislosti na modulu pružnosti spongiózní kosti. Dále dochází k menším posuvům u implantátu EDDS na rozdíl od implantátu EDS vlivem druhého disku a největšímu snížení posuvů vlivem oseointegrace.

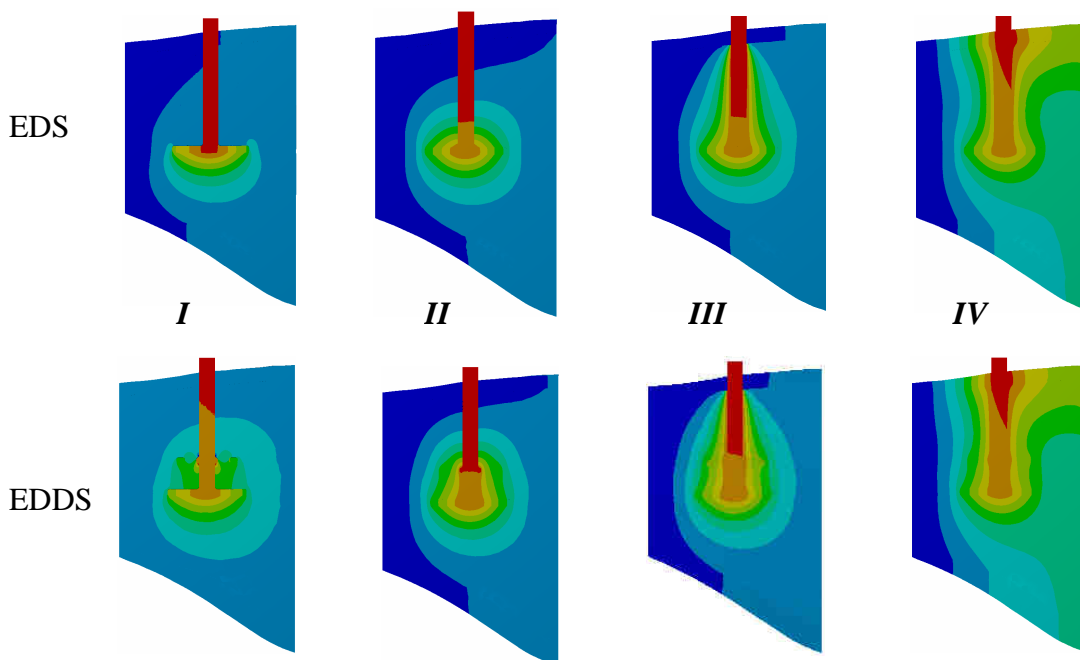
Rozdíl posuvů dříku pro jednotlivé varianty uložení A,B a C je vidět z grafu na obr. 9.7. Děje se tak pouze v případě, že je implantát ve stádiích hojení I – III, tedy v případě, kdy není oseointegrovaná kompaktní kost k implantátu. Pokud implantát není opřen ve své bazální části o kompaktní kost, dochází až k trojnásobně větším posuvům a to v oblasti s velmi poddajnou spongiózní kostí 20 – 50 MPa. Je patrný i rozdíl mezi uložením implantátu v jedné kompaktě varianty B a v obou kompaktech varianty A. Rozdíl posuvů ovšem není tak významný na rozdíl od hodnot tuhosti spongiózní kosti kolem 100 MPa.

Pouze když se implantát oseointegroval celý i do kompaktní kosti (stadium IV), tak rozdíly mezi variantami A,B a C nebyly tak markantní. Je to způsobeno přirostlou kompaktní kostí v oblasti krčku implantátu, která má daleko vyšší tuhost než kost spongiózní a proto nedochází k tak výrazným posuvům dříku. Mění se i značným způsobem rozložení izolínii posuvů viz obr. 9.2, 9.4 a 9.6.

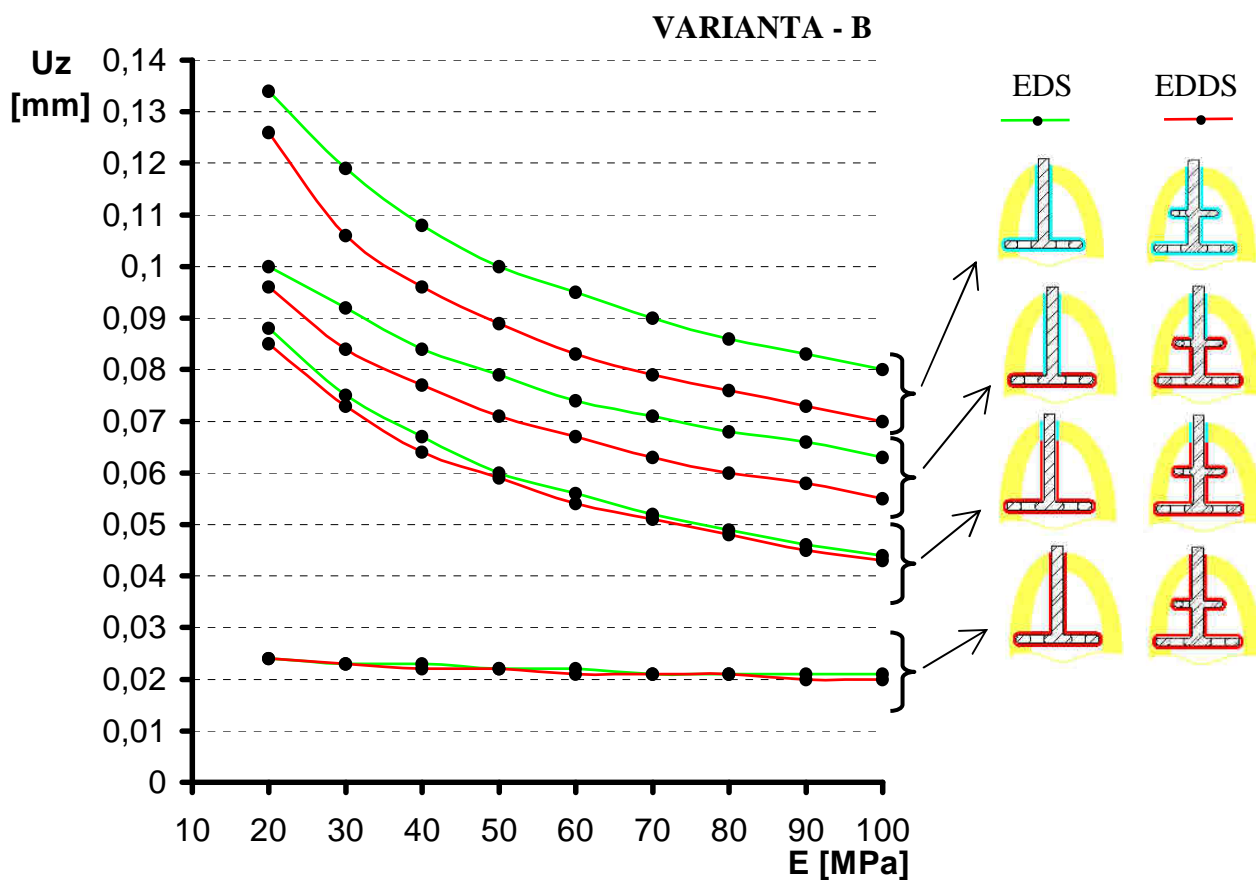
Předešlé skutečnosti jsou v souladu s logickým předpokladem a ukazují, jakým způsobem se implantát může chovat v kosti spodní čelisti. Z obr. 9.1, 9.3 a 10.5 je patrné, že průběhy grafů nemají lineární charakter. Jelikož je materiál zadán jako lineární, křivka $\sigma - \epsilon$ má lineární průběh, a proto důvodem, který má za následek nelineární průběhy závislosti posuvu dříku na modulu pružnosti spongiózní kosti, je podíl nelinearity zadaných při řešení. Především rozsah kontaktní úlohy a také zahrnutí a uvažování velkých deformací v případě nízkých modulů pružnosti spongiózní kosti.



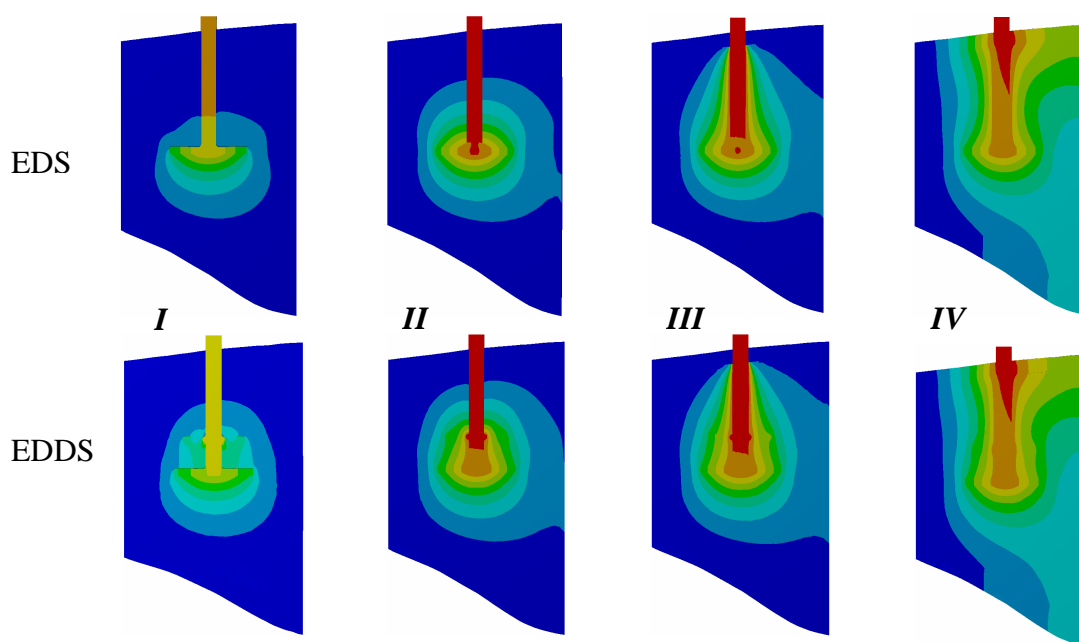
Obr. 9.1 Závislost posuvu dříku na modulu pružnosti spongiózy - varianta A



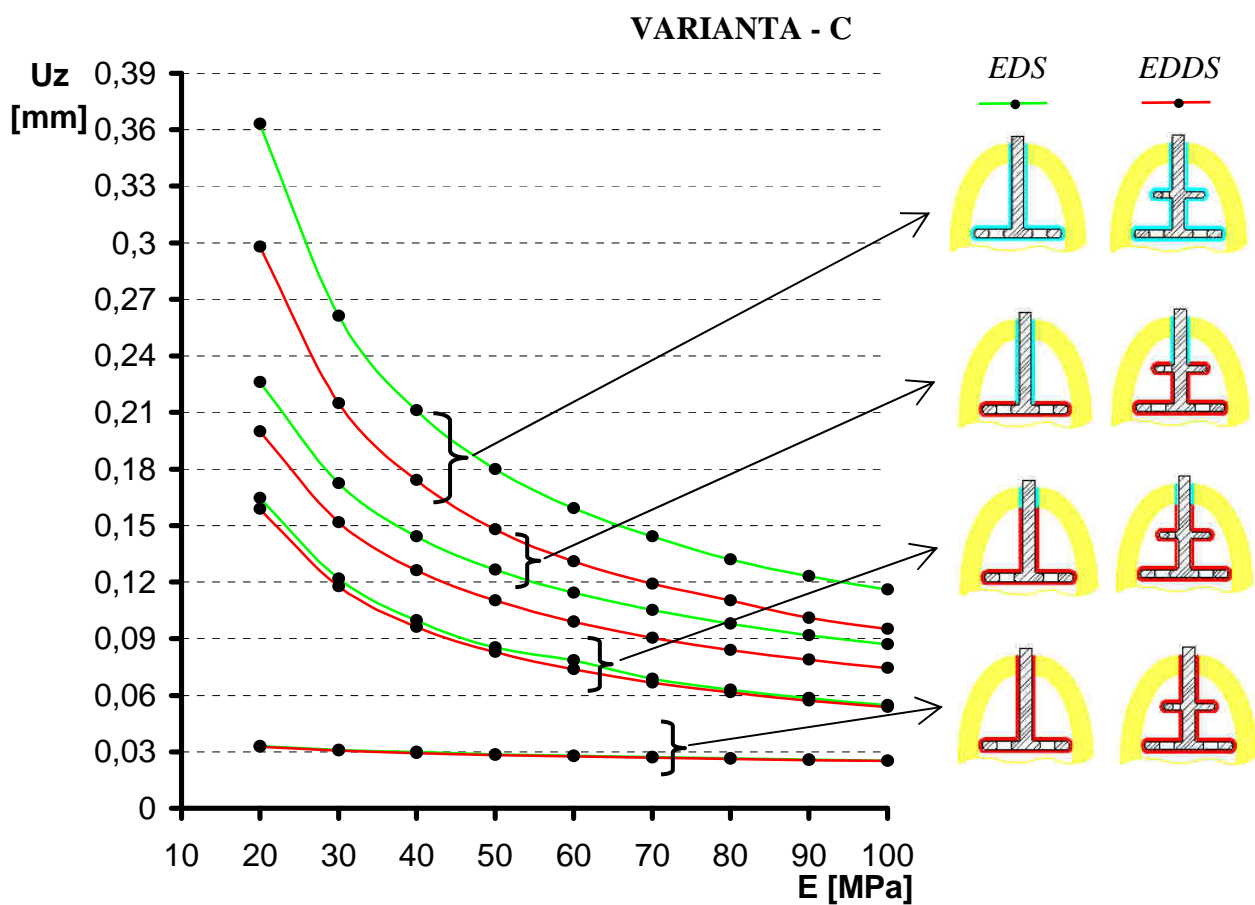
Obr. 9.2 Posuvy dříku U_z pro jednotlivé fáze oseointegrace - varianta A



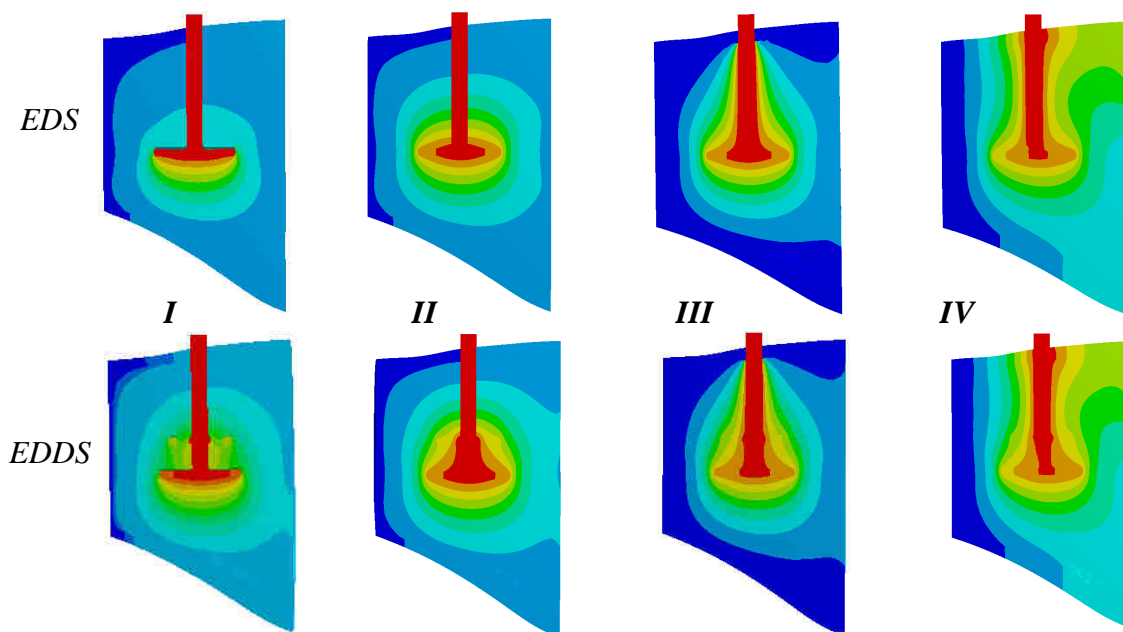
Obr. 9.3 Závislost posuvu dříku na modulu pružnosti - varianta B



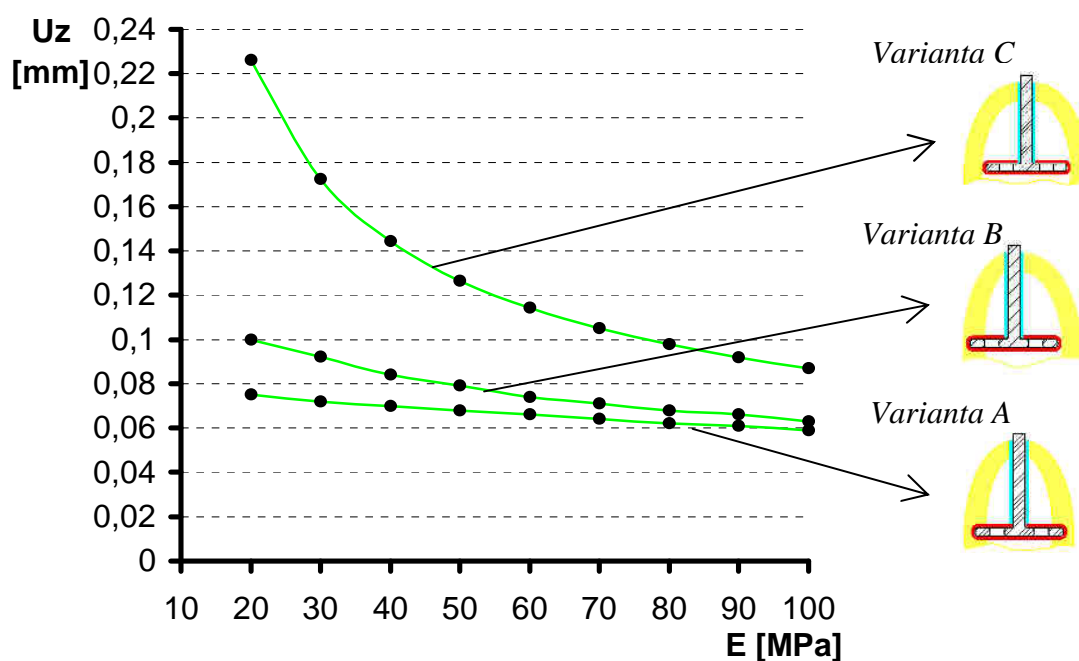
Obr. 9.4 Posuvy Uz pro jednotlivé fáze oseointegrace - varianta B



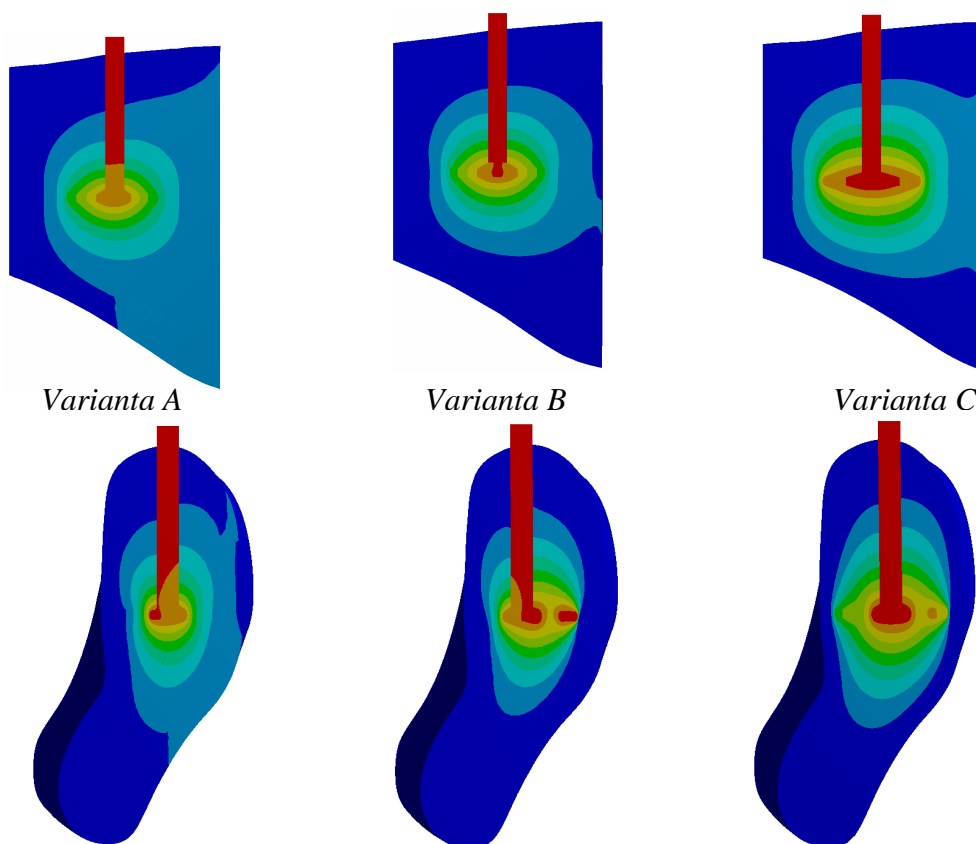
Obr. 9.5 Závislost posuvu dříku na modulu pružnosti - varianta C



Obr. 9.6 Posuvy Uz pro jednotlivé fáze oseointegrace - varianta C



Obr. 9.7 Závislost posuvu dříku na modulu pružnosti pro různé varianty uložení ABC

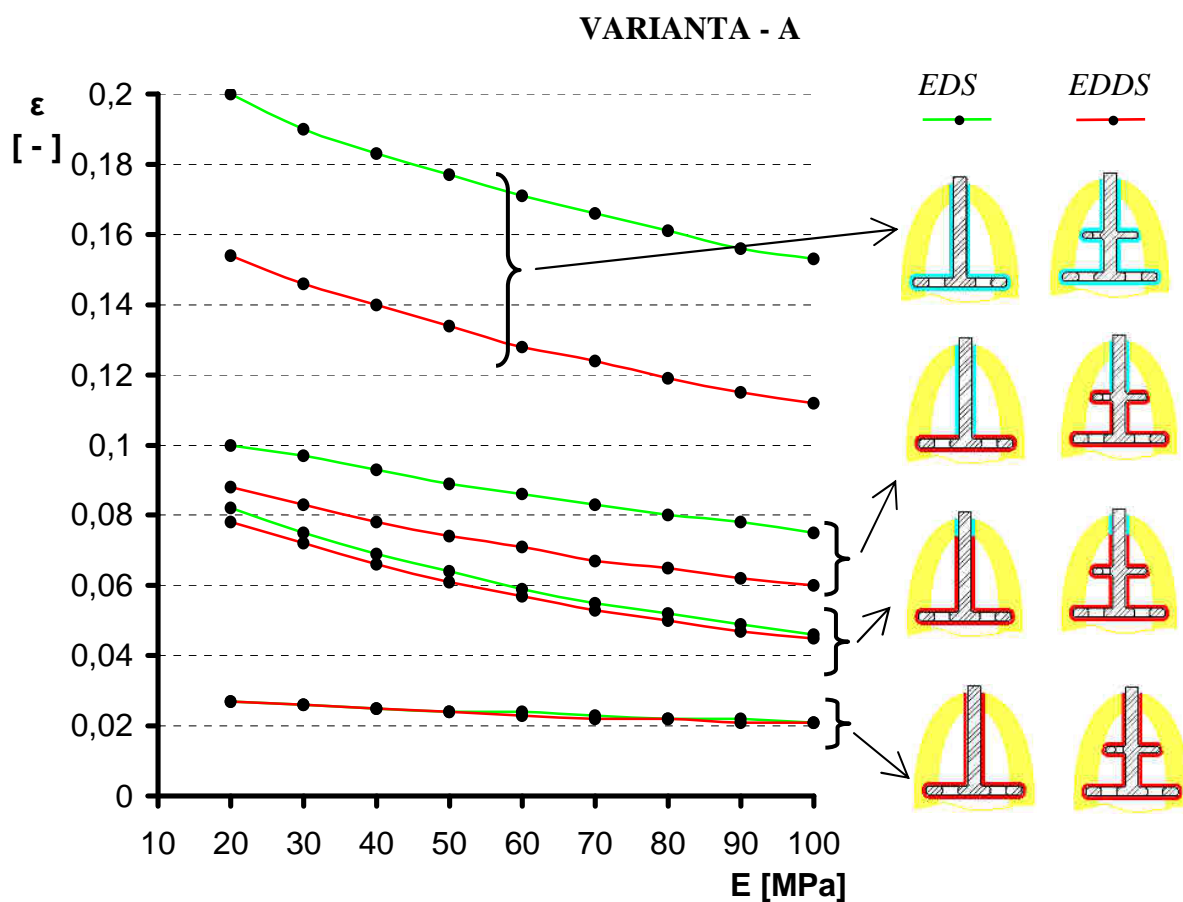


Obr. 9.8 Průběh posuvů U_z pro různé varianty uložení ABC

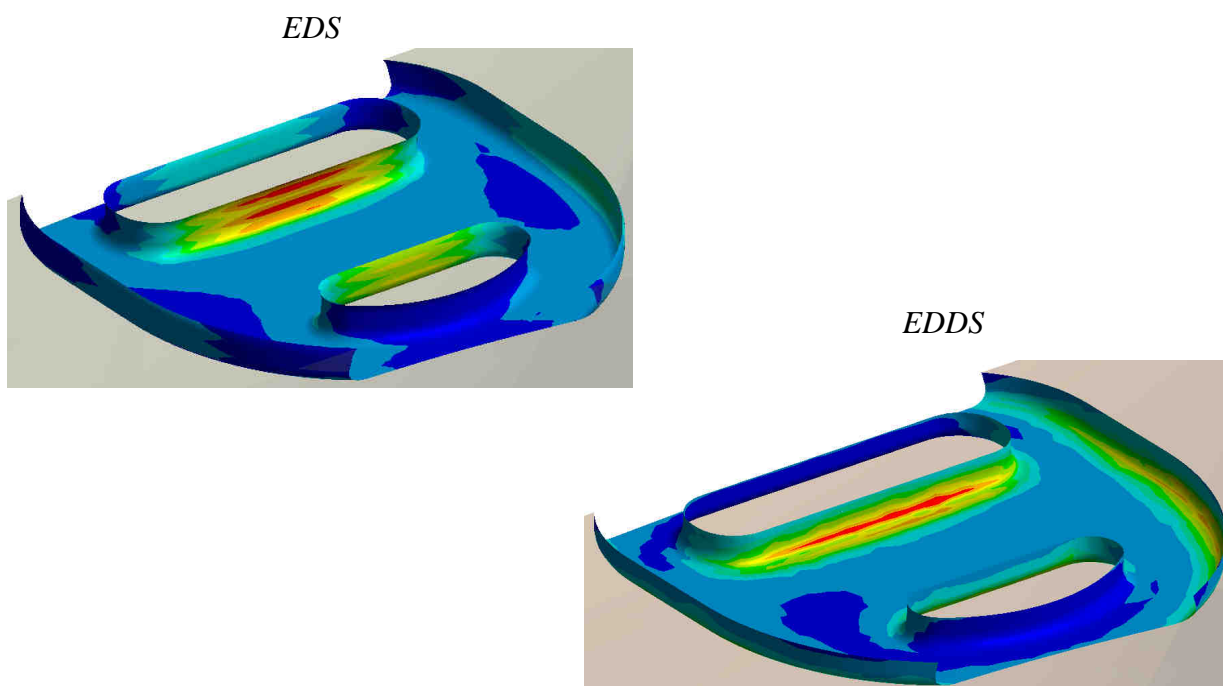
9.2.2 Vliv modulu pružnosti spongiózní kosti na intenzitu přetvoření kostních tkání

Optimální hojení více či méně závisí na charakteru mechanického vlivu. Tedy na zatěžování implantátu, tzn. na délce jeho trvání, velikosti a typu. Kost je vytvořená z osteoblastů, které vznikají při velmi nízkých přetvoření, (1% změny délky). K osteoblastické syntéze, jejímu rozšíření a bujení, dochází nejčastěji při jednoosém přetvoření v rozmezí 0,3 – 0,8% [21]. Nadměrný pohyb implantátu vzniklý při jeho přetěžování v kosti způsobuje složitější a horší vhojování. To je spojené s komplikacemi, jako možné infekce, tvorba vazivové tkáně na rozhraní kost - implantát (viz. kap. 8.3.2 obr. 8.26 - a) a následné uvolnění implantátu. Na obr. 9.9, 9.11 a 9.13 jsou znázorněny grafy závislosti intenzity přetvoření ve spongiózní kosti na hodnotě jejího modulu pružnosti pro řešené varianty uložení. Hodnoty intenzity přetvoření (ϵ) byly odečítány ze spodních bází (viz obr. 9.10, 9.12, 9.14), které jsou pro oba typy implantátů (EDS a EDDS) identické. Proto je možné kvalitativně porovnávat rozdíly mezi jednotlivými variantami (A,B,C), implantáty (EDS, EDDS) a stádií vhojení (I – IV). V těchto místech byla odečítána maximální hodnota intenzity přetvoření. Z grafu je vidět, že největší vliv na velikosti intenzity přetvoření spongiózní kosti v místě spodního disku má stejně jak u posuvů stádium vhojení. S postupným přirůstáním kostní tkáně na povrch implantátu se snižují i hodnoty přetvoření v místech spodního disku. Dále dochází ke snížení přetvoření vlivem přidaného disku u implantátu EDDS. U čtvrtého stádia vhojení se neprojevuje výrazným způsobem (vzhledem k ostatním stádiím oseointegrace) vliv modulu pružnosti spongiózní kosti na velikost intenzity přetvoření, jelikož přirostlá tužší kompaktní kost zachytí podstatnou část zatížení. Lze usoudit, že bude-li docházet v těchto místech k přetěžování kosti, je možná její atrofie. Hodnoty přetvoření se snižují při vyšším modulu pružnosti spongiózní kosti.

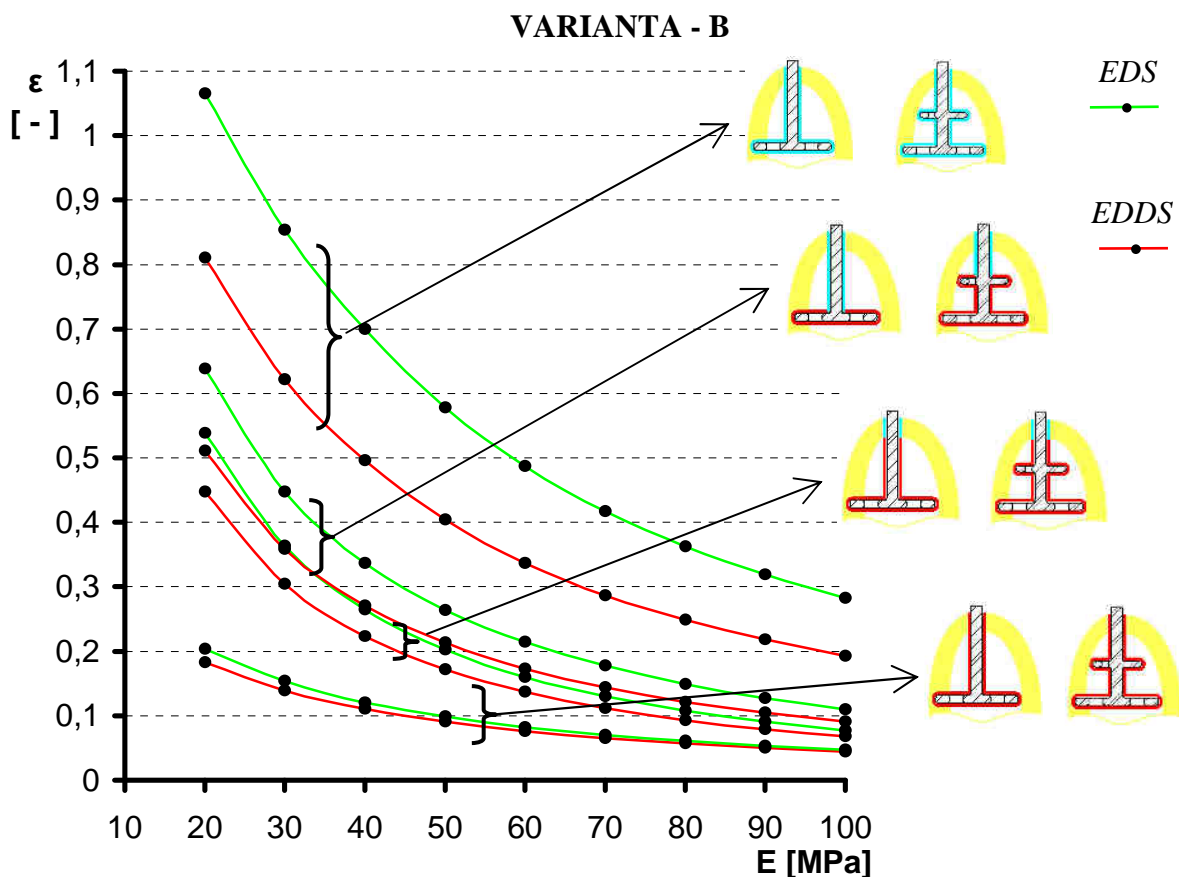
Z obr. 9.9, 9.11 a 9.13 vyplývá, že v případě uložení implantátu jen ve spongiózní kosti (varianta C), dochází k největšímu gradientu intenzity přetvoření. Je tedy možné konstatovat, že za těchto podmínek uložení bude docházet k potížím při oseointegraci. Intenzita přetvoření s menším gradientem je patrná u varianty B (viz obr. 9.11). I v tomto případě dochází ke značným přetvořením a implantát není vhodně umístěn v kosti. Nejmenším hodnotám gradientu přetvoření dochází, když je implantát opřen ve své bazální části o obě kompaktní kosti (varianta A). Zde je gradient přetvoření poměrně příznivý a v porovnání s předchozími uloženími se tento gradient v případě tohoto uložení nachází ve spodní části grafu (viz obr. 9.15).



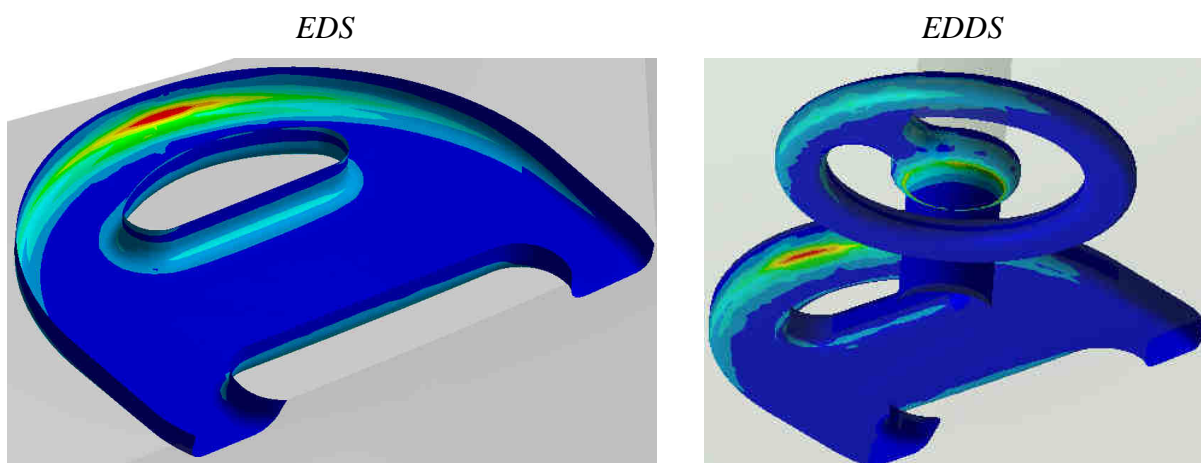
Obr. 9.9 Intenzita přetvoření spongiózní kosti ε v závislosti na modulu pružnosti spongiózy.



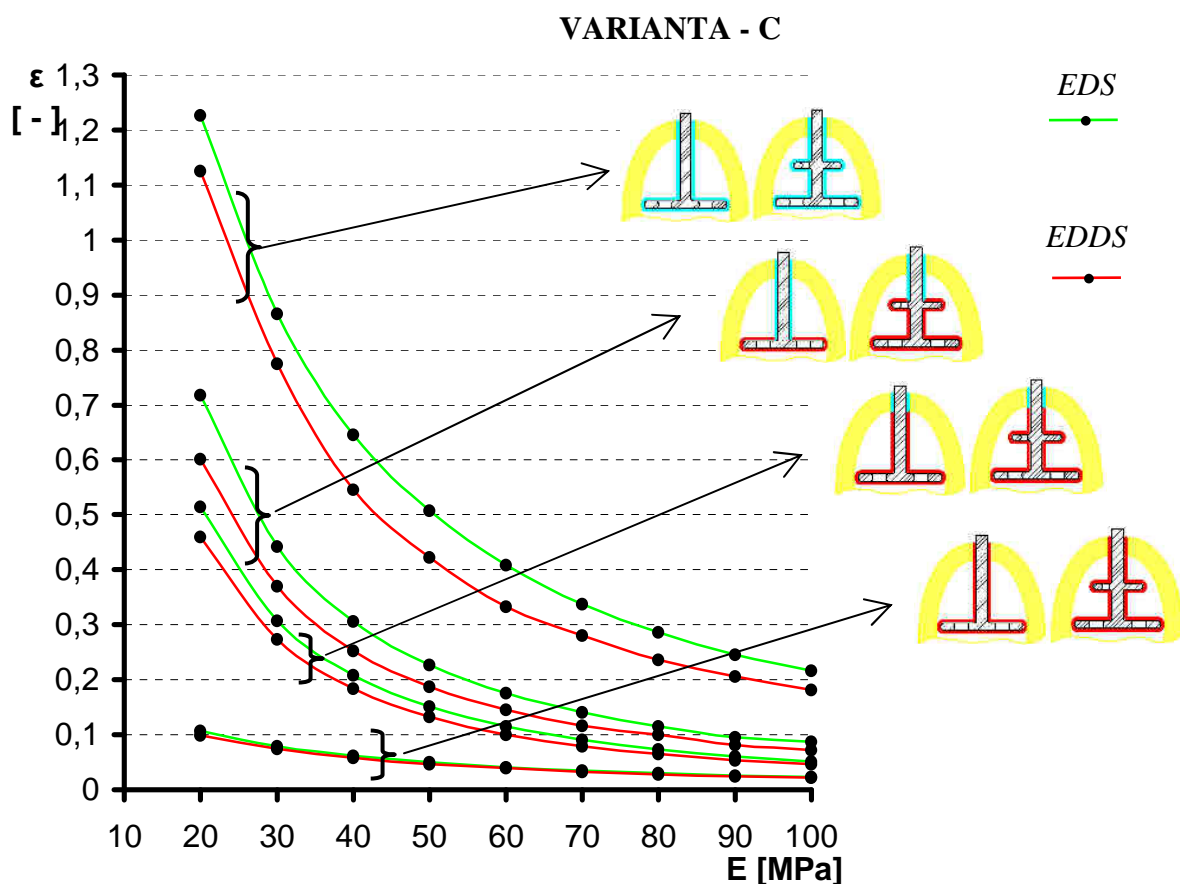
Obr. 9.10 Intenzita přetvoření ve spongiózní kosti v oblasti disku implantátu



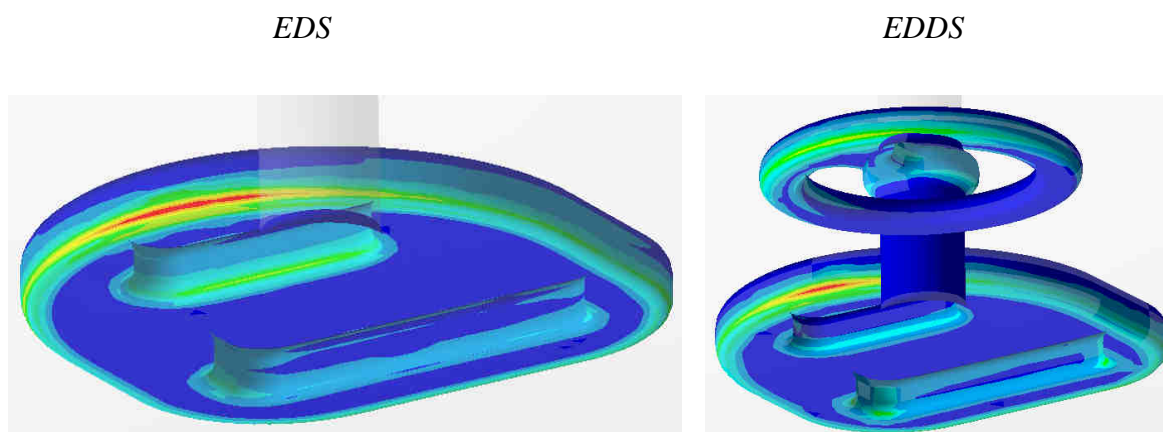
Obr. 9.11 Intenzita přetvoření spongiózní kosti ε v závislosti na modulu pružnosti spongiózy.



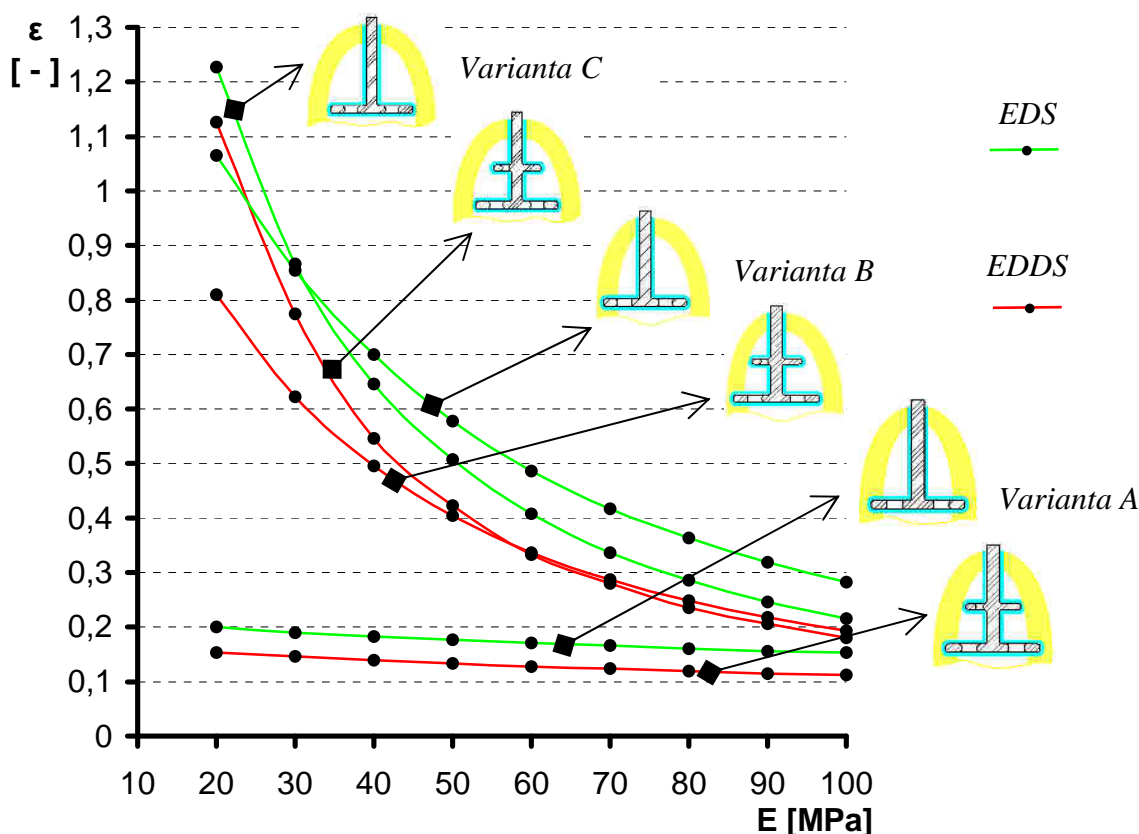
Obr. 9.12 Intenzita přetvoření ve spongiózní kosti v oblasti disku implantátu



Obr. 9.13 Intenzita přetvoření ε v závislosti na modulu pružnosti spongiózy - varianta C

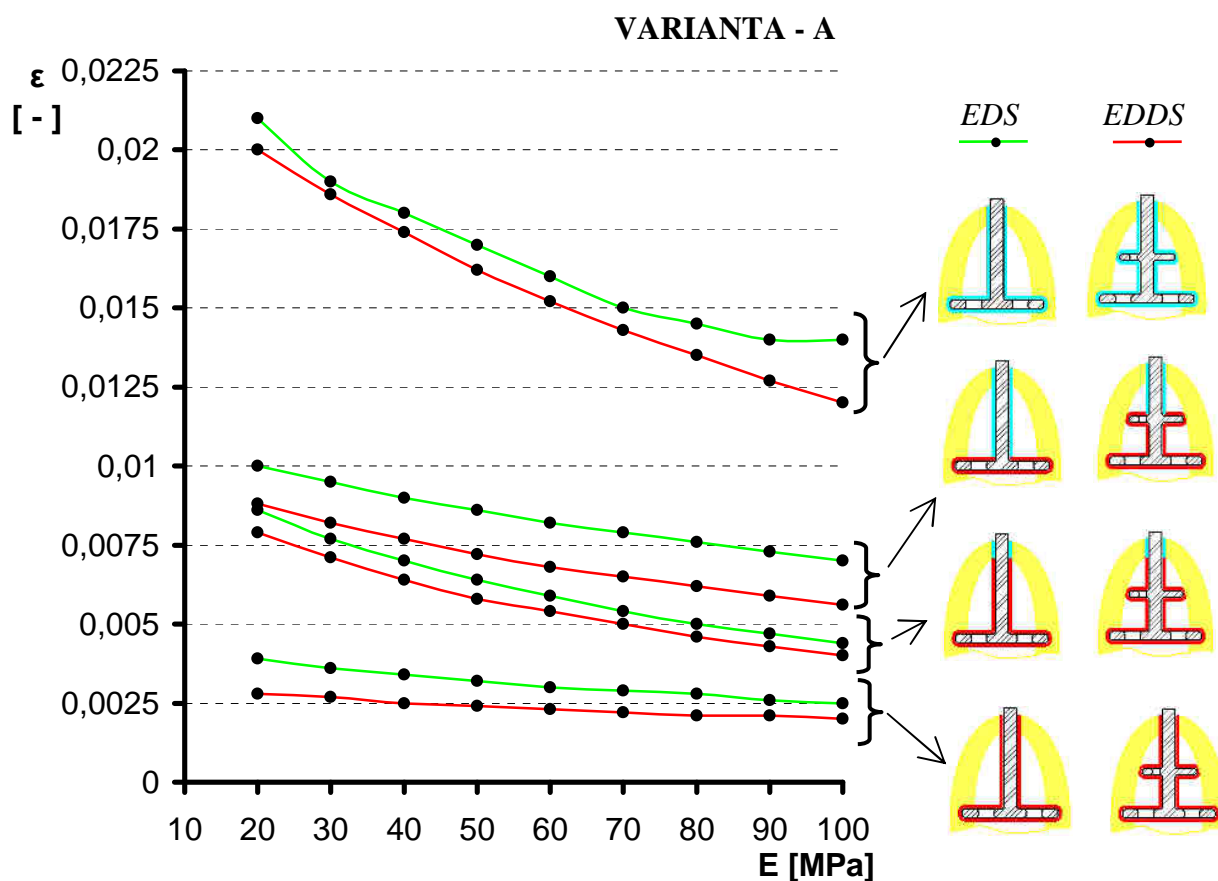


Obr. 9.14 Intenzita přetvoření ve spongiózní kosti v oblasti disku implantátu

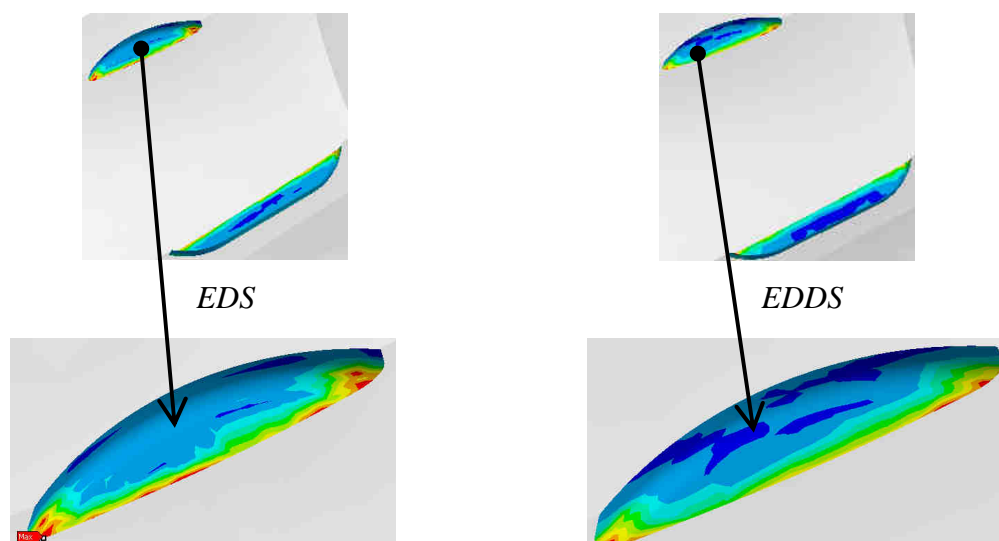


Obr. 9.15 Intenzita přetvoření spongiózní kosti ε v závislosti na modulu pružnosti spongiózy pro různé varianty uložení implantátu A, B, a C a pro stadium vhojení IV.

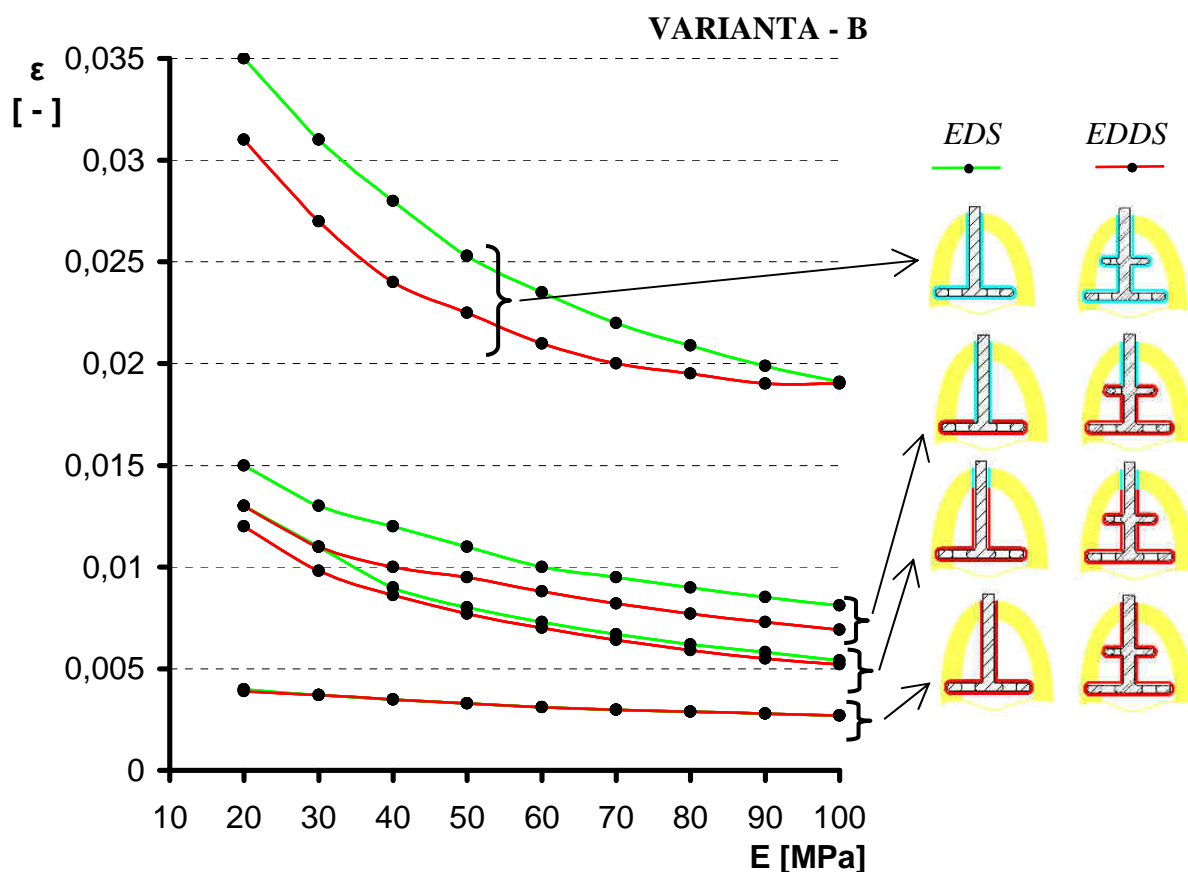
Pro posouzení tvorby kostní tkáně v kompaktní kosti byly vyneseny intenzity přetvoření v oblastech, kde se stýká disk implantátu s kompaktní kostí (viz obr. 9.17 a 9.19). Na obrázku 9.16 a 9.18 jsou vykresleny závislosti maximální intenzity přetvoření v kompaktní kosti pro variantu uložení A a B. Při variantě uložení C nedochází v oblasti disku k interakci s kompaktní kostní tkání. Kompakta je daleko tužší materiál s vyšší hodnotou modulu pružnosti než kost spongiózní, proto i hodnoty intenzit přetvoření jsou řádově menší. Z grafů je vidět opět snižování intenzity přetvoření v závislosti na stupni hojení, dále na zvyšujícím se modulu pružnosti spongiózní kosti a vliv přidaného disku u implantátu EDDS. Mezi variantou uložení A a B je také patrný rozdíl, a to takový, že u varianty A jsou přetvoření menší z důvodu zavedení přes celou šířku kompaktní kosti. Značný rozdíl je mezi stádiem vhojení I a II, kdy se prudce intenzita přetvoření snižuje. Grafy nemají opět lineární průběhy, což je zapříčiněno nelinearitami typu kontakt a vlivem povolených velkých deformací.



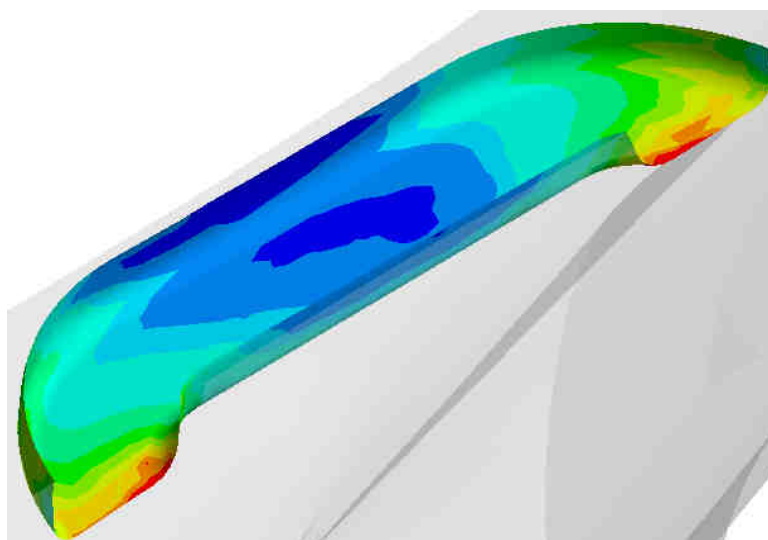
Obr. 9.16 Intenzity přetvoření ε kompaktní kosti v závislosti na modulu pružnosti spongiózy



Obr. 9.17 Intenzity přetvoření v kompaktní kosti



Obr. 9.18 Intenzita přetvoření ε kompaktní kosti v závislosti na modulu pružnosti spongiózy



Obr. 9.19 Intenzity přetvoření v kompaktní kosti

9.3 Analýza napjatosti a deformace implantátu a kostní tkáň

Analýza byla provedena pro spongiózní kost s modulem pružnosti 100, 200 a 300 MPa. U modulu pružnosti spongiózní kosti 100 MPa již nebyly tak markantní posuvy dřívku, jak je patrné z citlivostní analýzy. Výpočty byly opět provedeny pro všechny tři varianty uložení a pro čtyři stádia vhojení.

Jelikož u implantátu vzniká možnost dosažení meze kluzu a překročení bezpečnosti vzhledem k meznímu stavu pružnosti implantátu, byla věnována pozornost redukovánému napětí dle podmínky HMM. Při provedení deformačně napět'ové analýzy kostních tkání je vykresleno první a třetí hlavní napětí. Jelikož u kosti dochází k atrofii podle Wolffova zákona (viz kap. 6.1), je možné konstatovat, že se jedná o dvousměrný mezní stav – přetížená živá kostní tkáň a nezatížená. Z hlediska možného porušení křehkým lomem je významné napětí S_1 , kde dominantní složku napětí S_3 je třeba brát jako rozhodující při posuzování mezního stavu.

V tabulce 9.2 pro implantát EDS a v tabulce 9.3 pro implantát EDDS jsou hodnoty redukováného napětí pro jednotlivé varianty uložení a stádia vhojení implantátu. Z hlediska všech řešených případů nebezpečné místo vznikalo v oblasti zaoblení, kde krček přechází do disku (viz detail obr. 9.20). Hodnoty maximálního redukováného napětí se měnily a to tak, že čím byla tužší spongiózní kost, tím se redukované napětí snižovalo (viz tab. 9.2 a 9.3). Také dochází ke snížení napětí vlivem oseointegrace, která má největší vliv na celkovou napjatost a deformaci. Vykresleny byli pouze případy uložení varianty A, jelikož se jeví jako příznivé, nedochází k velkým posuvům implantátu v kosti. Na obrázcích 9.20, 9.23, 9.26 a 9.29 jsou znázorněny pro implantát EDS redukováná napětí s detaily, v nichž je vyobrazeno nebezpečné místo. Obrázky 9.32, 9.35, 9.38 a 9.41 zobrazují redukováné napětí pro implantát EDDS. Největších napětí bylo dosaženo v případě varianty B, kdy je disk implantátu zaveden tak, že se opírá o kompaktní kost pouze z jedné strany (viz obr. 9.44).

Pro kostní tkáň byla vykreslena napětí S_1 na obr. 9.21, 9.24, 9.27, 9.30 a na obr. 9.21, 9.24, 9.27, 9.30 napětí S_3 pro implantát EDS. Napětí je vykresleno v řezu na stykových plochách kostní tkáň v místě spodního disku. Je z nich vidět, že v oblastech, kde je implantát opřen o kortikální kost, dochází k vzniku větších napětí. Přejít mezi kostí spongiózní a kompaktní má skokový charakter, což je zapříčiněno velkým rozdílným modulem pružnosti obou živých tkání. V oblastech, kde dochází k vysokým napětím v kompaktní kosti, případně tam, kde tkáň není zatěžovaná, je možný vznik atrofie.

Rozdíl mezi hodnotami redukovaného napětí při různých variantách zavedení A, B a C ukazuje obrázek 9.47 pro implantát EDS a 9.48 pro implantát EDDS. Pro příklad jsou uvedené implantáty zavedeny do spongiózní kosti s modulem pružnosti 100 MPa a nejsou přirostlé (stádium vhojení I). Vykresleno je vše pro jednu stupnici a barevnou škálu. Z průběhů isolinií je vidět, že při uložení variantou A dojde k rovnoměrnému rozdělení napětí po diskové části implantátu, na rozdíl od uložení variantou B, kde vznikají největší napětí. U varianty C se napětí také rozkládá rovnoměrně. Je také patrný rozdíl mezi implantátem EDS a EDDS, v jehož případě dojde ke snížení napětí vlivem horního disku.

Největšímu vliv na napjatost v implantátu má stádium vhojení, jak to ukazuje obrázek 9.49. Lze objektivně říci, že při zcela oseointegrovaném implantátu jsou napětí daleko více snižena, než při okamžitém zatížení bez vhojení. Na obr. 9.50 a 9.51 je průběh redukovaného napětí a to ve 40-ti násobném zvětšení měřítka deformace.

EDS - varianta A				
E [MPa]	σ_{red} [MPa]			
	A - I	A - II	A - III	A - IV
100	617,11	570,14	369,95	149,83
200	578,01	505,94	274,56	136,46
300	546,14	458,90	224,20	125,83

EDDS - varianta A				
E [MPa]	σ_{red} [MPa]			
	A - I	A - II	A - III	A - IV
100	537,77	483,46	346,3	144,23
200	481,06	388,05	262,29	132,88
300	448,08	339,57	217,91	123,96

EDS - varianta B				
E [MPa]	σ_{red} [MPa]			
	B - I	B - II	B - III	B - IV
100	710,55	625,32	396,69	156,03
200	626,27	533,78	287,16	141,48
300	576,78	476,15	232,23	130,01

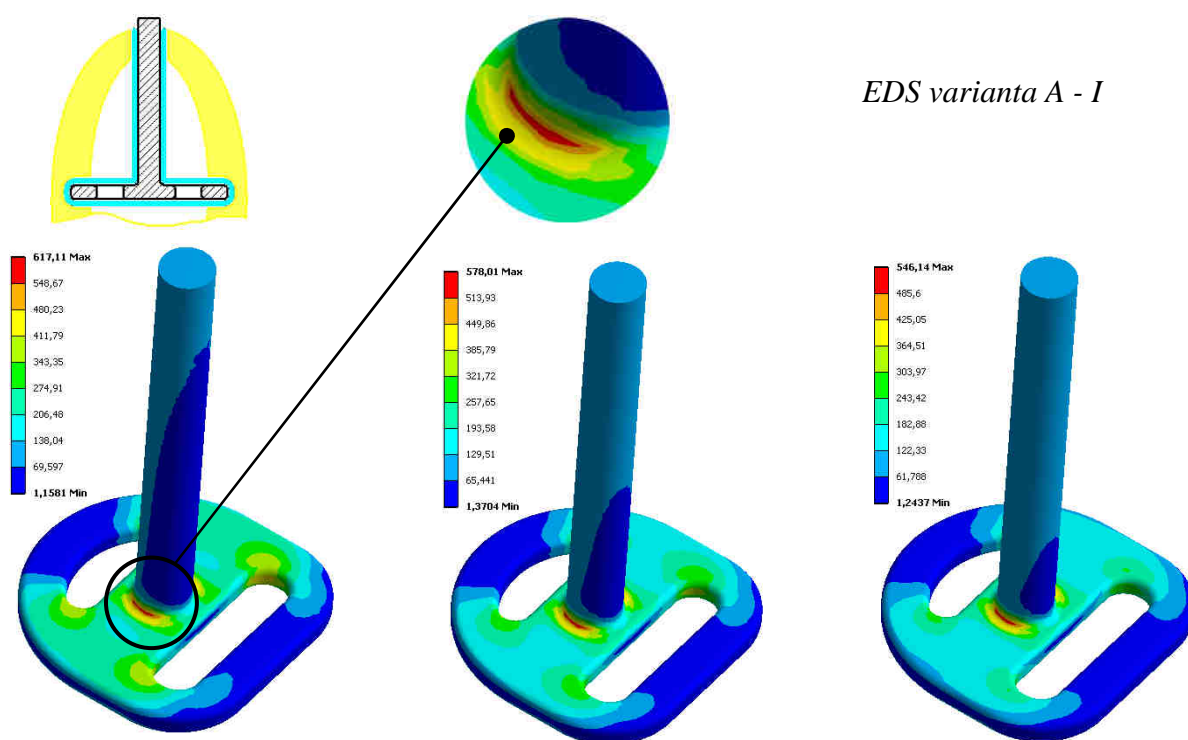
EDDS Varianta - B				
E [MPa]	σ_{red} [MPa]			
	B - I	B - II	B - III	B - IV
100	601,19	495,03	365,52	146,48
200	500,18	398,75	262,80	128,33
300	456,77	341,34	210,56	116,29

EDS - varianta C				
E [MPa]	σ_{red} [MPa]			
	C - I	C - II	C - III	C - IV
100	600,83	574,64	309,71	124,47
200	571,07	504,41	238,63	124,99
300	540,01	452,98	198,97	119,23

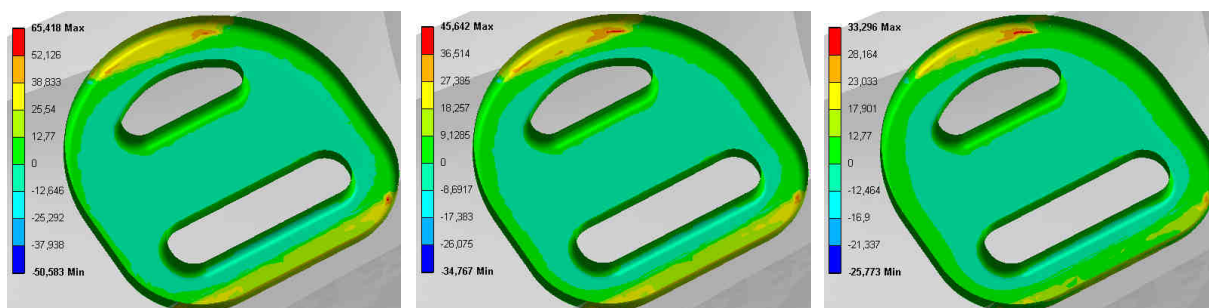
EDDS Varianta - C				
E [MPa]	σ_{red} [MPa]			
	C - I	C - II	C - III	C - IV
100	507,85	465,27	315,84	128,80
200	462,30	389,59	245,73	129,56
300	425,96	339,62	208,87	123,78

Tab. 9.2 Redukované napětí podle HMM pro implantát EDS pro varianty A, B, C.

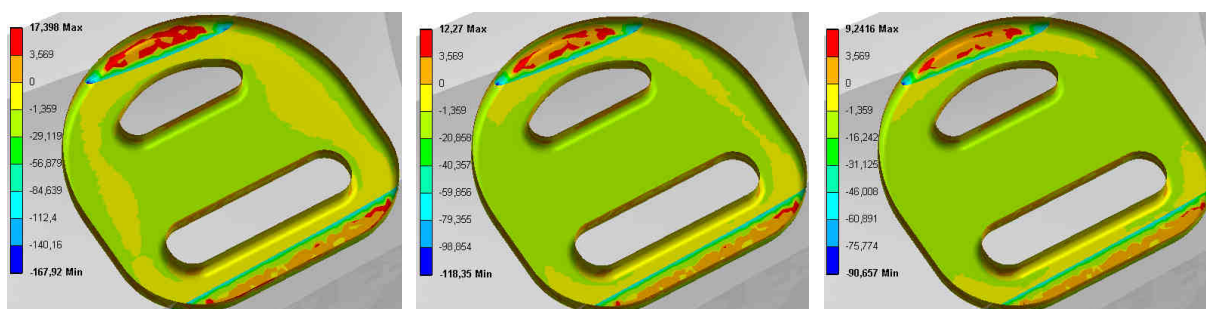
Tab. 9.3 Redukované napětí podle HMM pro implantát EDDS pro varianty A, B, C.



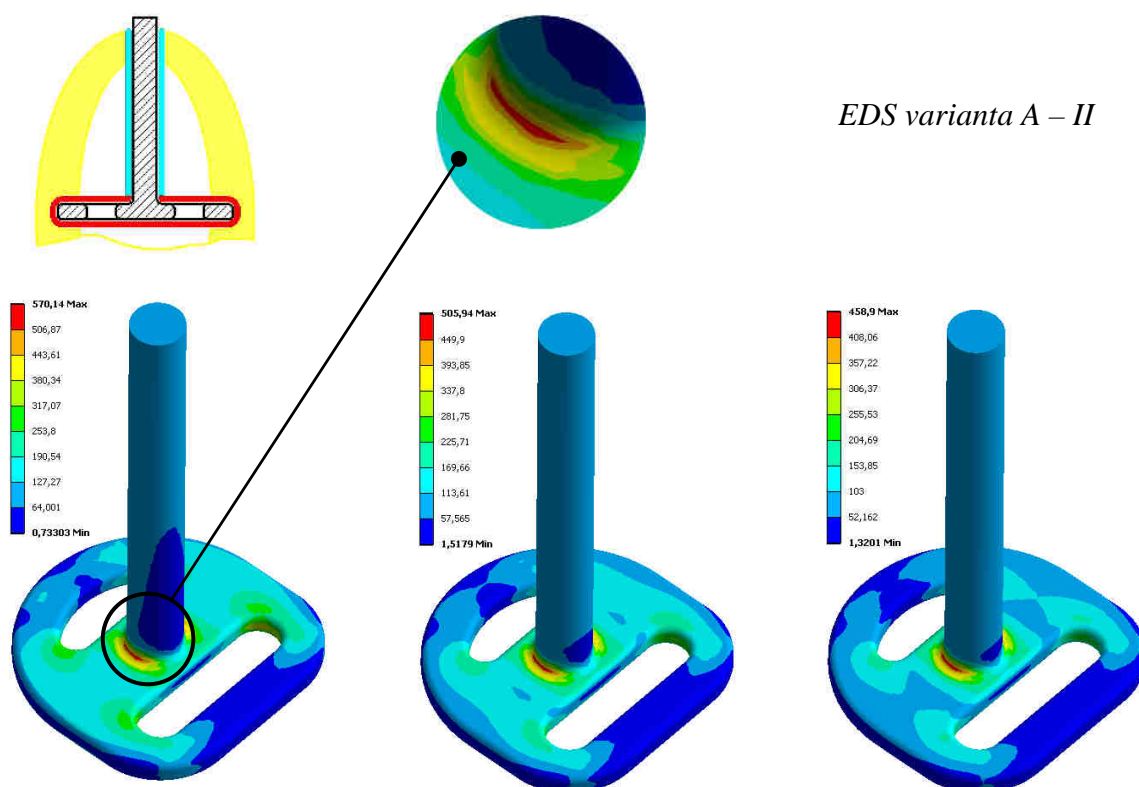
Obr. 9.20 Redukované napětí HMH pro implantát EDS, pro spongiózu 100, 200 a 300 MPa



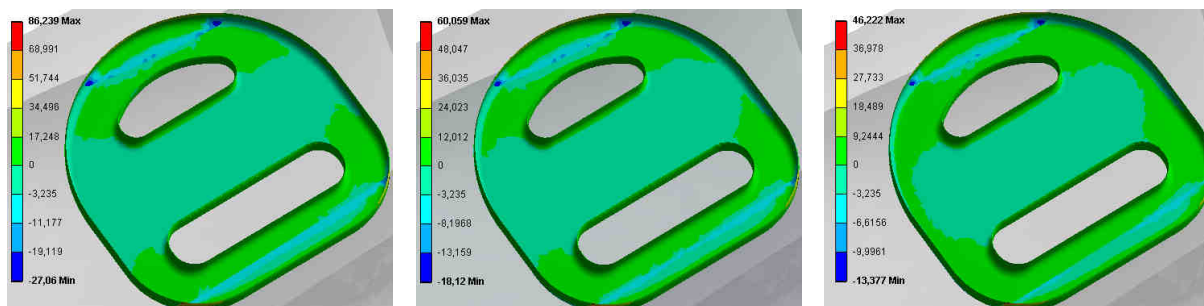
Obr. 9.21 Hlavní napětí S1, spongióza 100, 200 a 300 MPa



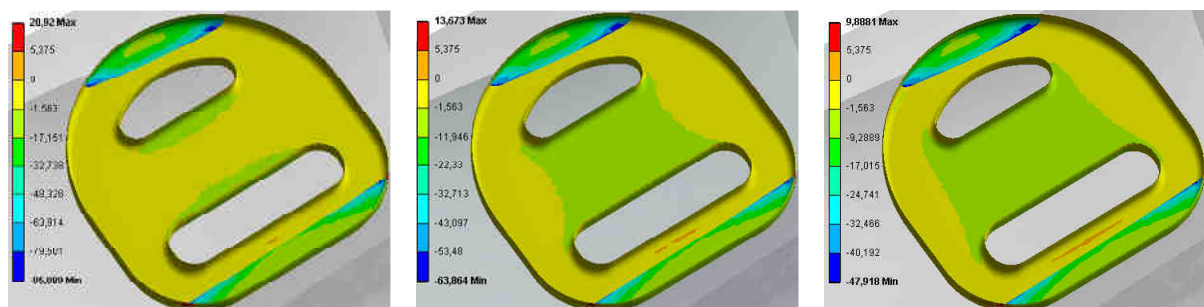
Obr. 9.22 Hlavní napětí S3, spongióza 100, 200 a 300 MPa



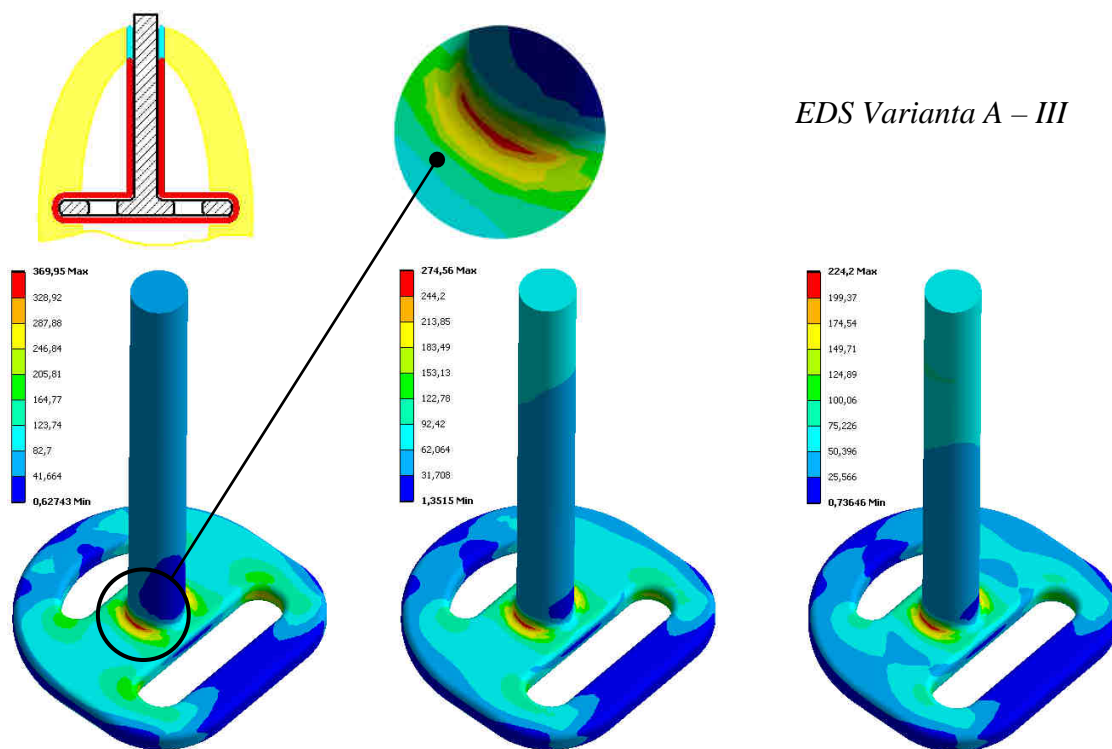
Obr. 9.23 Redukované napětí HMH pro implantát EDS, pro spongiózu 100, 200 a 300 MPa



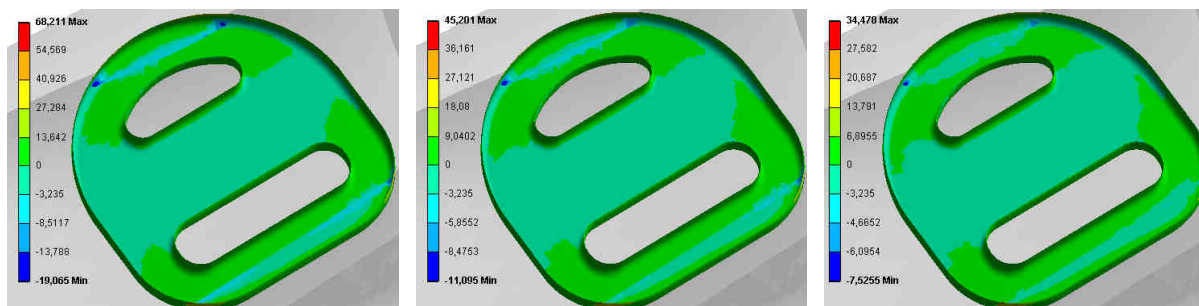
Obr. 9.24 Hlavní napětí S1, spongióza 100, 200 a 300 MPa



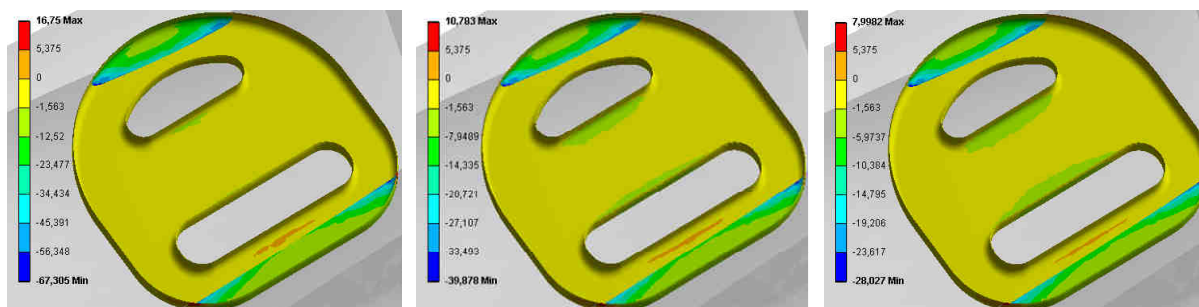
Obr. 9.25 Hlavní napětí S3, spongióza 100, 200 a 300 MPa



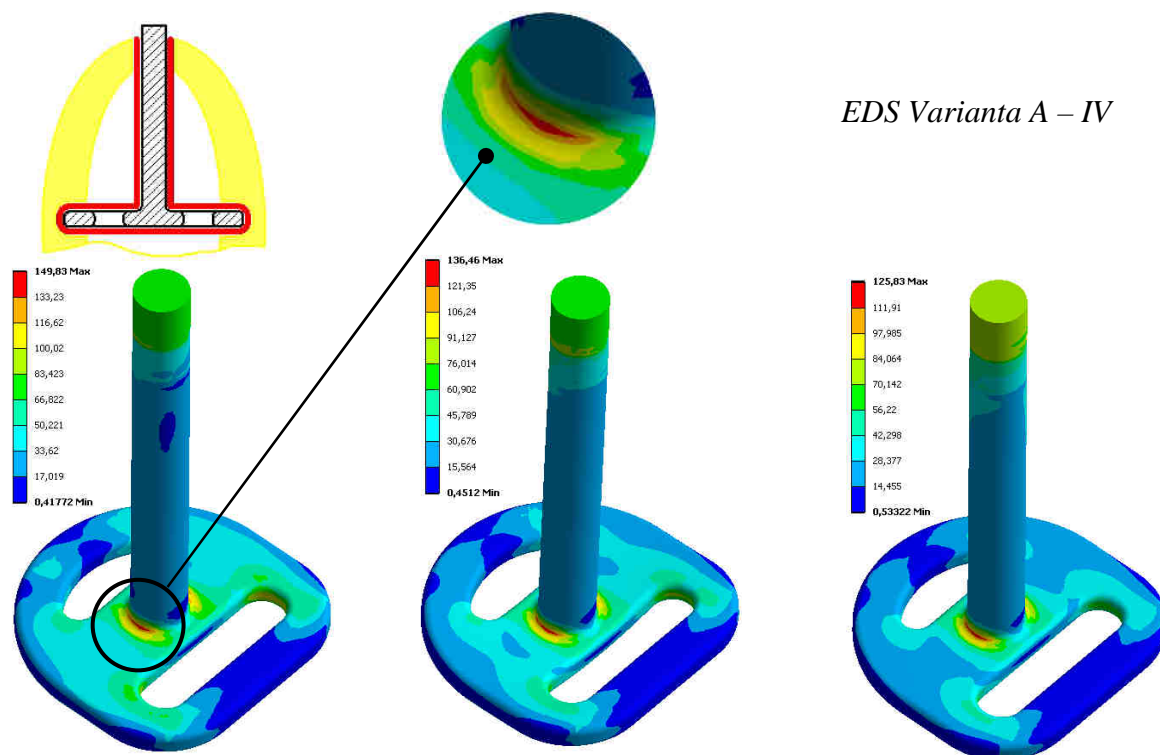
Obr. 9.26 Redukované napětí HMH pro implantát EDS, pro spongiózu 100, 200 a 300 MPa



Obr. 9.27 Hlavní napětí S1, spongióza 100, 200 a 300 MPa



Obr. 9.28 Hlavní napětí S3, spongióza 100, 200 a 300 MPa



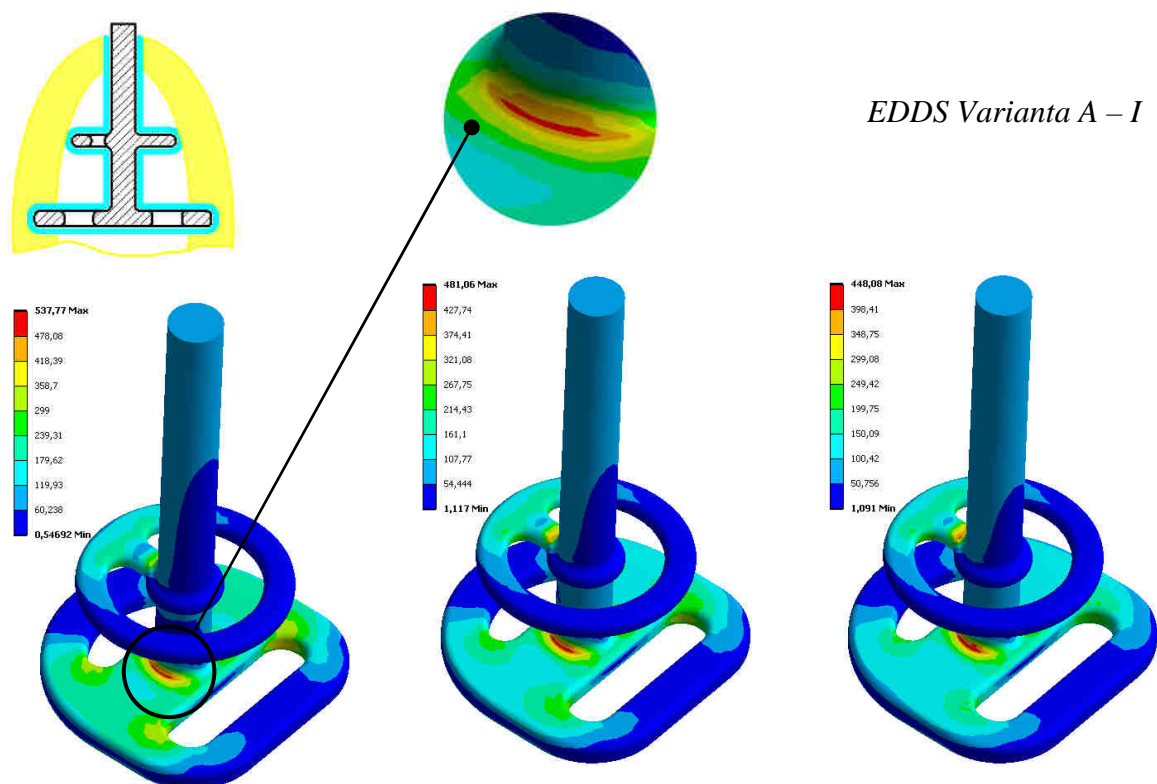
Obr. 9.29 Redukované napětí HMH pro implantát EDS, pro spongiózu 100, 200 a 300 MPa



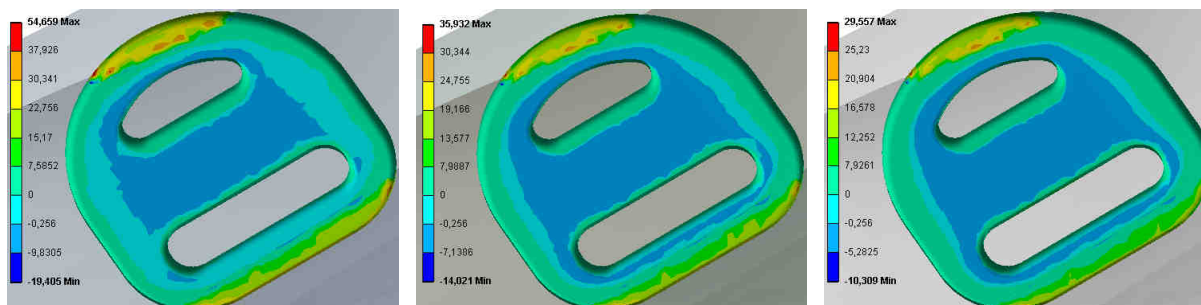
Obr. 9.30 Hlavní napětí S1, spongióza 100, 200 a 300 MPa



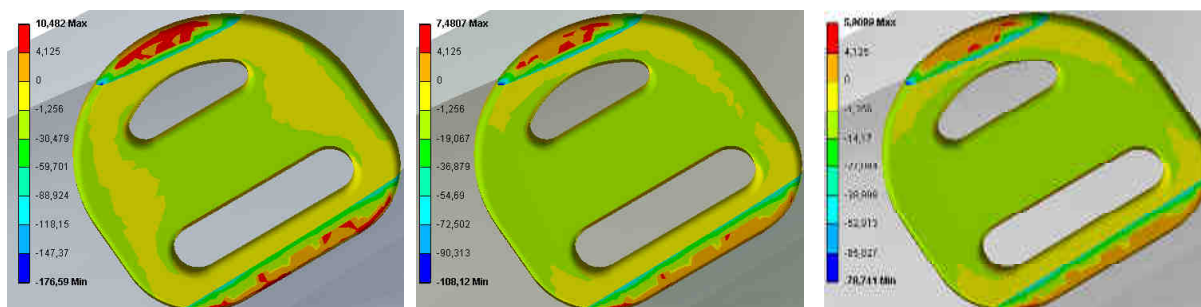
Obr. 9.31 Hlavní napětí S3, spongióza 100, 200 a 300 MPa



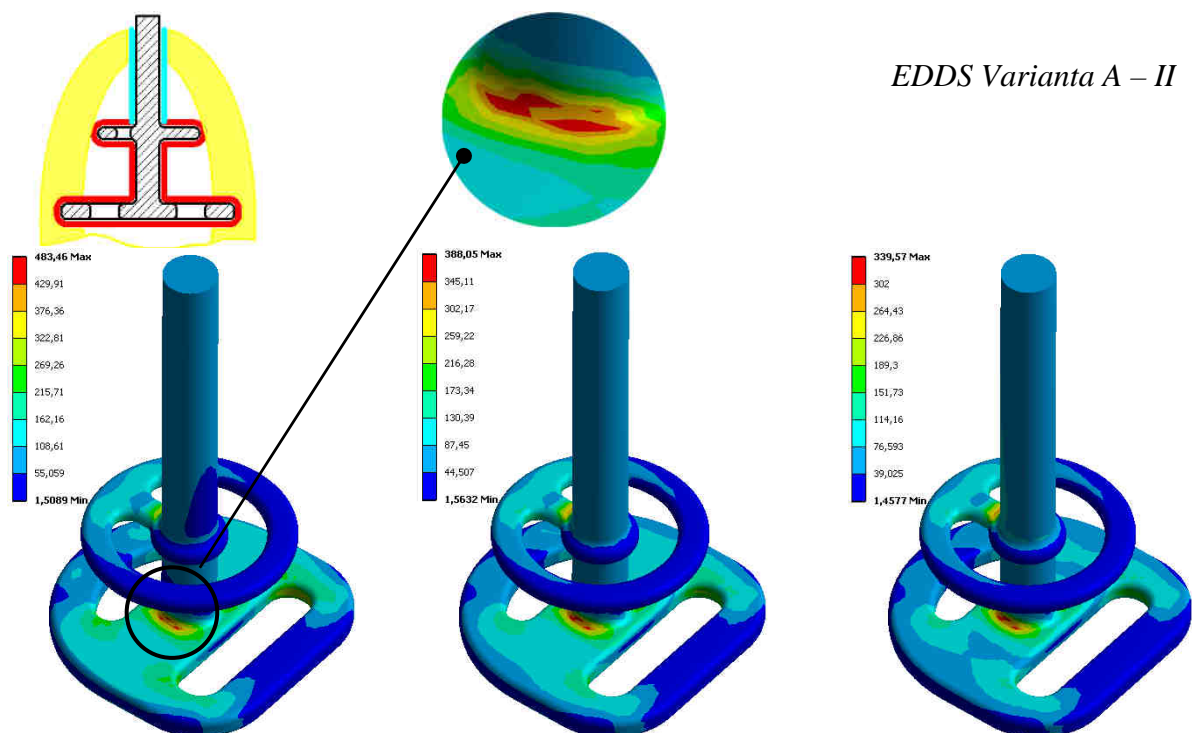
Obr. 9.32 Redukované napětí HMH pro implantát EDDS, pro spongiózu 100, 200 a 300 MPa



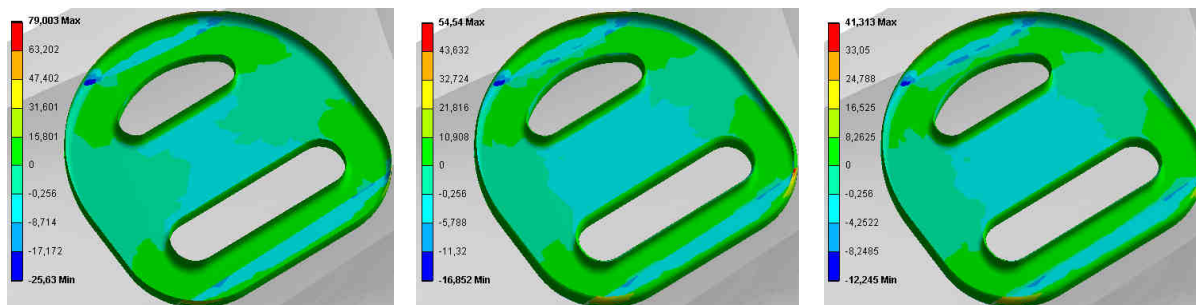
Obr. 9.33 Hlavní napětí S1, spongióza 100, 200 a 300 MPa



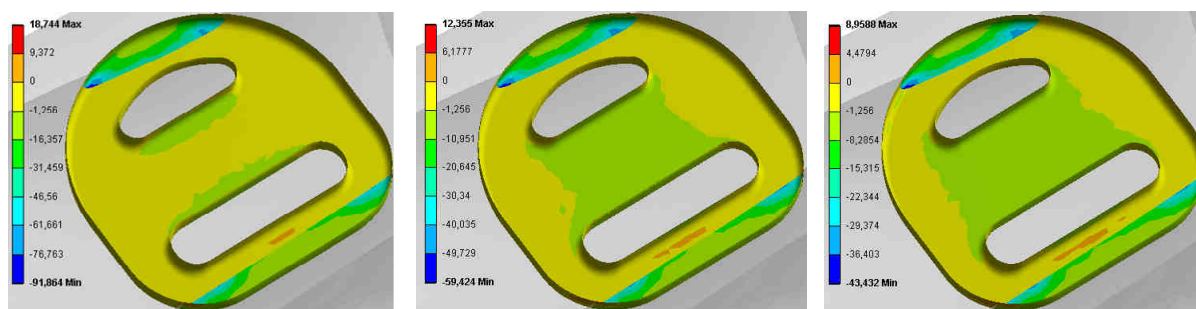
Obr. 9.34 Hlavní napětí S3, spongióza 100, 200 a 300 MPa



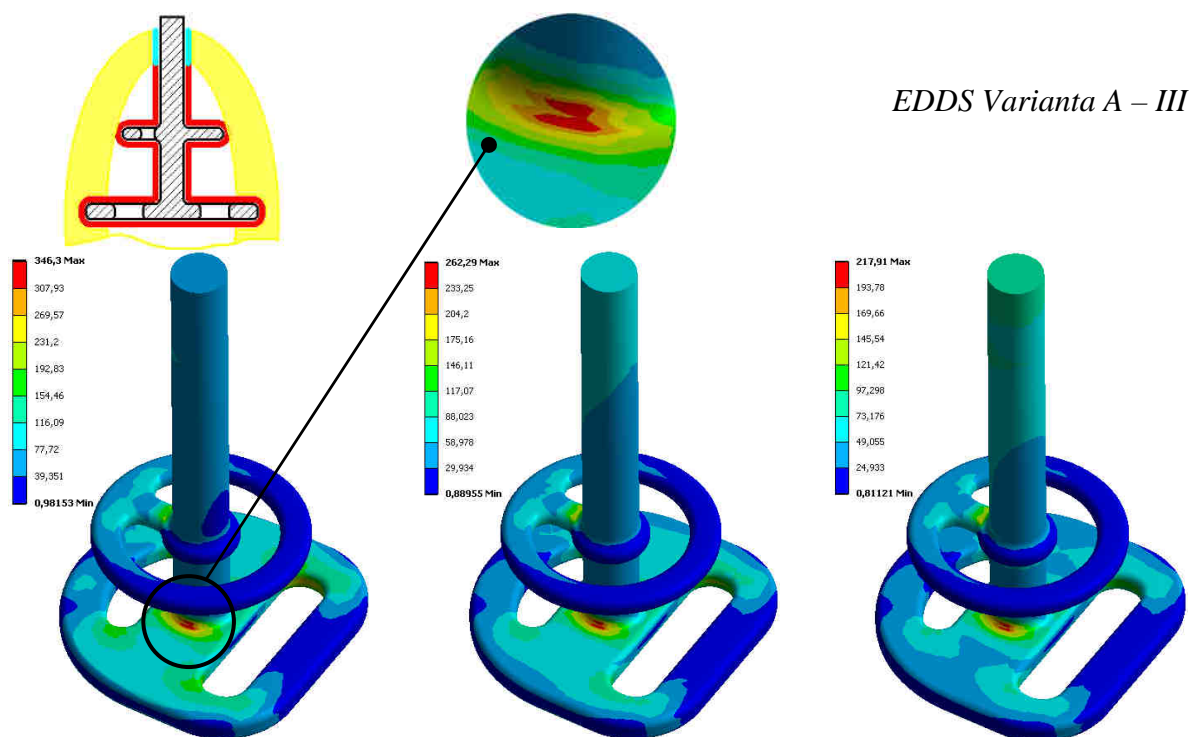
Obr. 9.35 Redukované napětí HMH pro implantát EDDS, pro spongiózu 100, 200 a 300 MPa



Obr. 9.36 Hlavní napětí S1, spongióza 100, 200 a 300 MPa



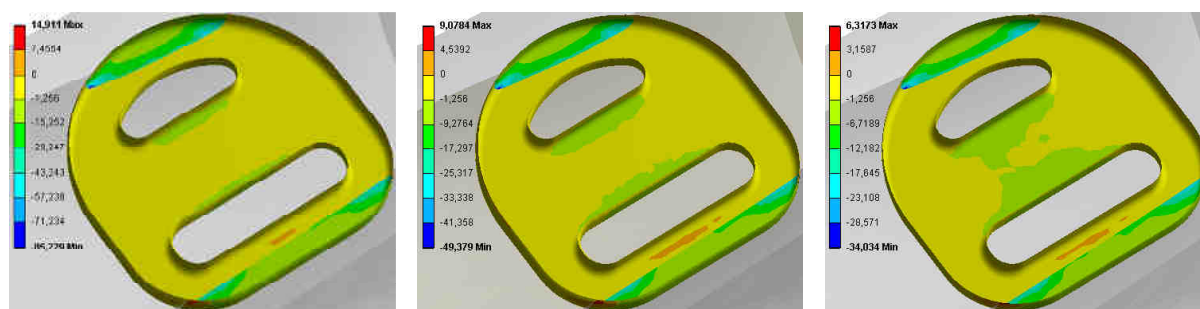
Obr. 9.37 Hlavní napětí S3, spongióza 100, 200 a 300 MPa



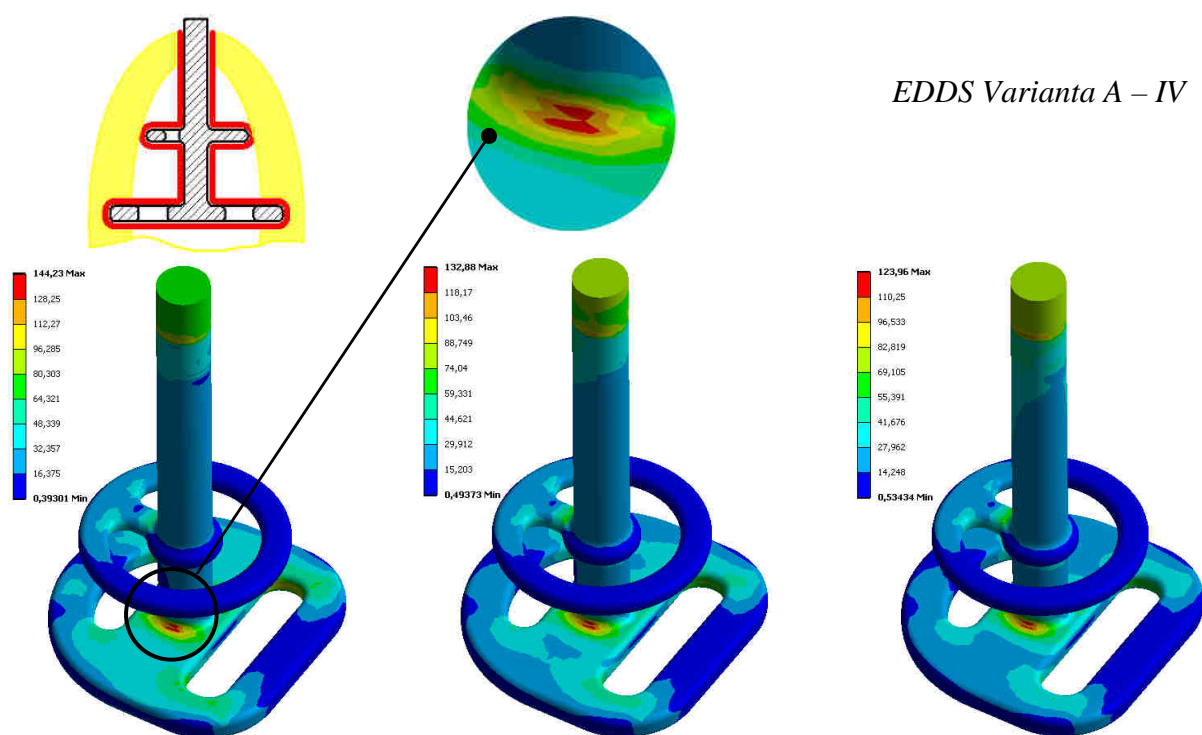
Obr. 9.38 Redukované napětí HMH pro implantát EDDS, pro spongiózu 100, 200 a 300 MPa



Obr. 9.39 Hlavní napětí S1, spongióza 100, 200 a 300 MPa



Obr. 9.40 Hlavní napětí S3, spongióza 100, 200 a 300 MPa



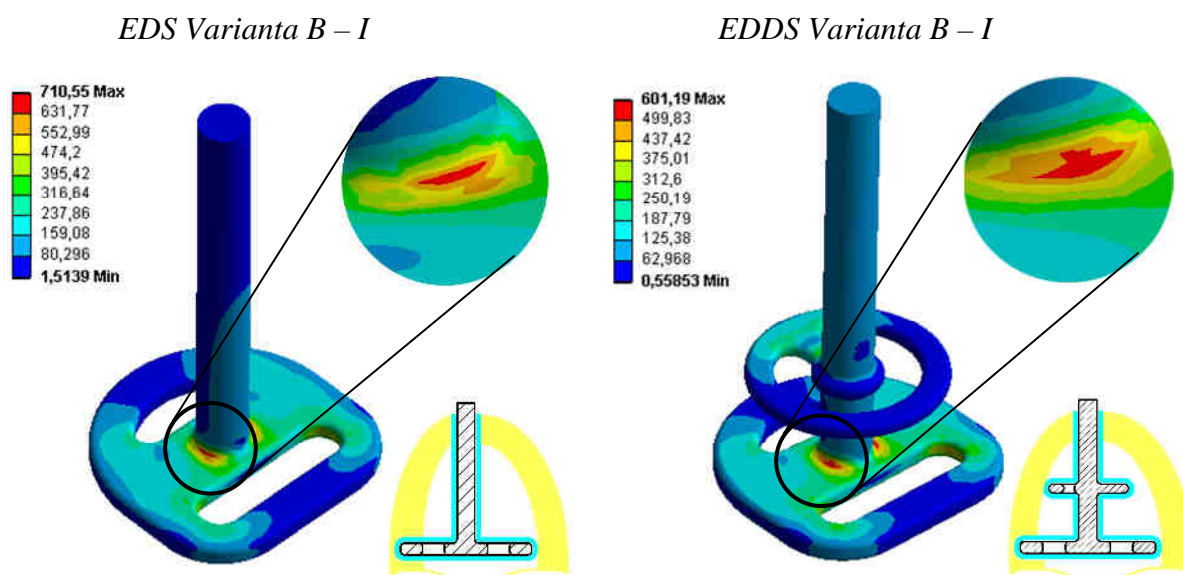
Obr. 9.41 Redukované napětí HMH pro implantát EDDS, pro spongiózu 100, 200 a 300 MPa



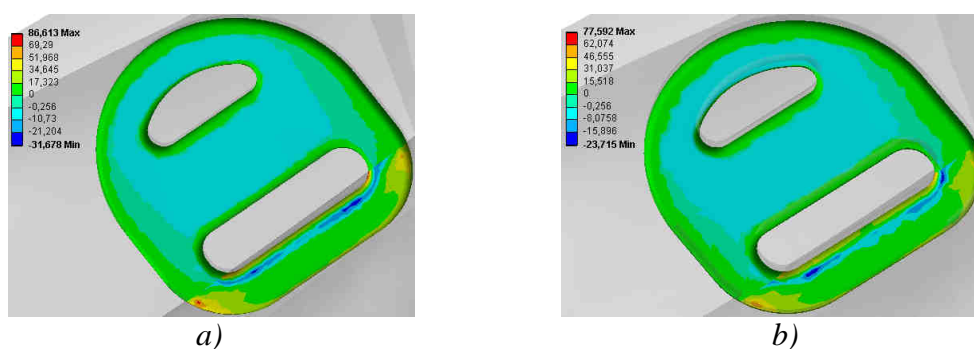
Obr. 9.42 Hlavní napětí S1, spongióza 100, 200 a 300 MPa



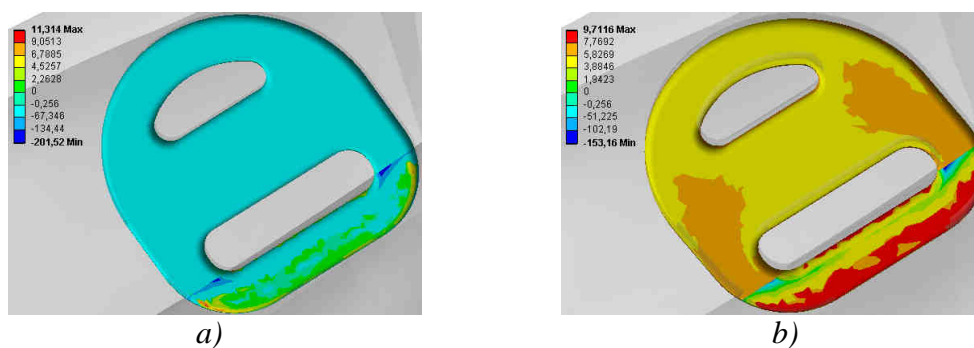
Obr. 9.43 Hlavní napětí S3, spongióza 100, 200 a 300 MPa



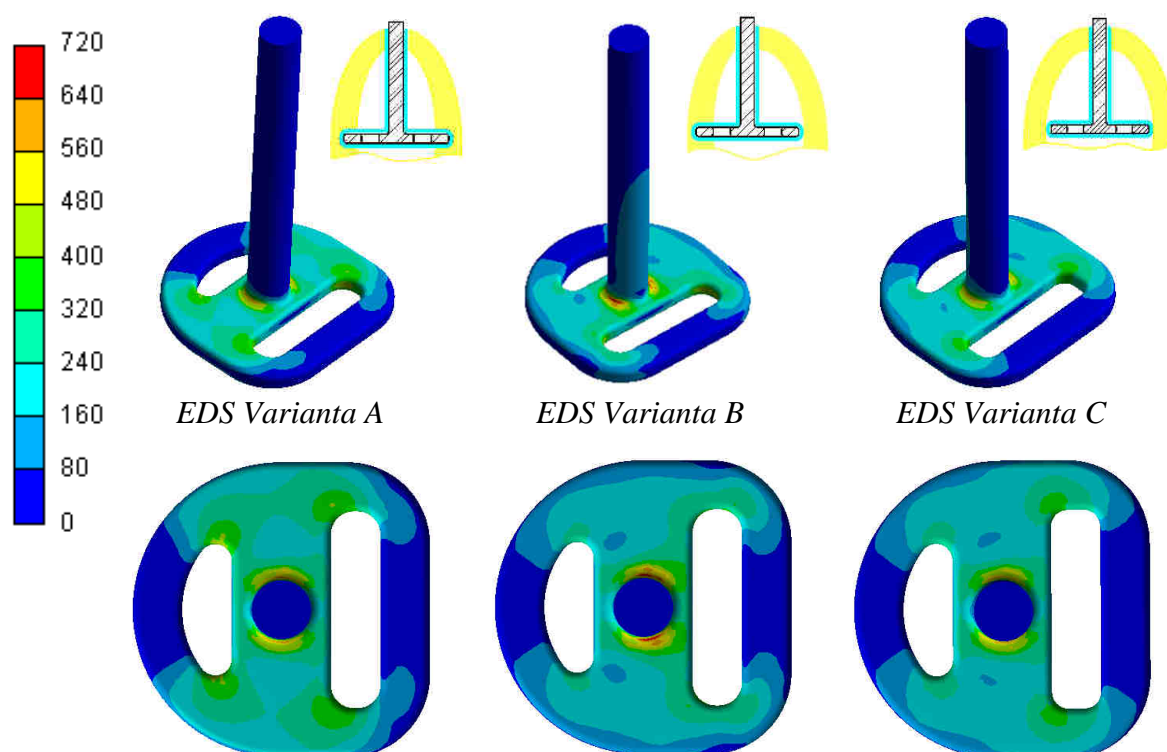
Obr. 9.44 Redukované napětí HMH pro implantát EDS a EDDS, varianta uložení B, stádium vhojení I a spongiózu s modulem pružnosti 100 MPa.



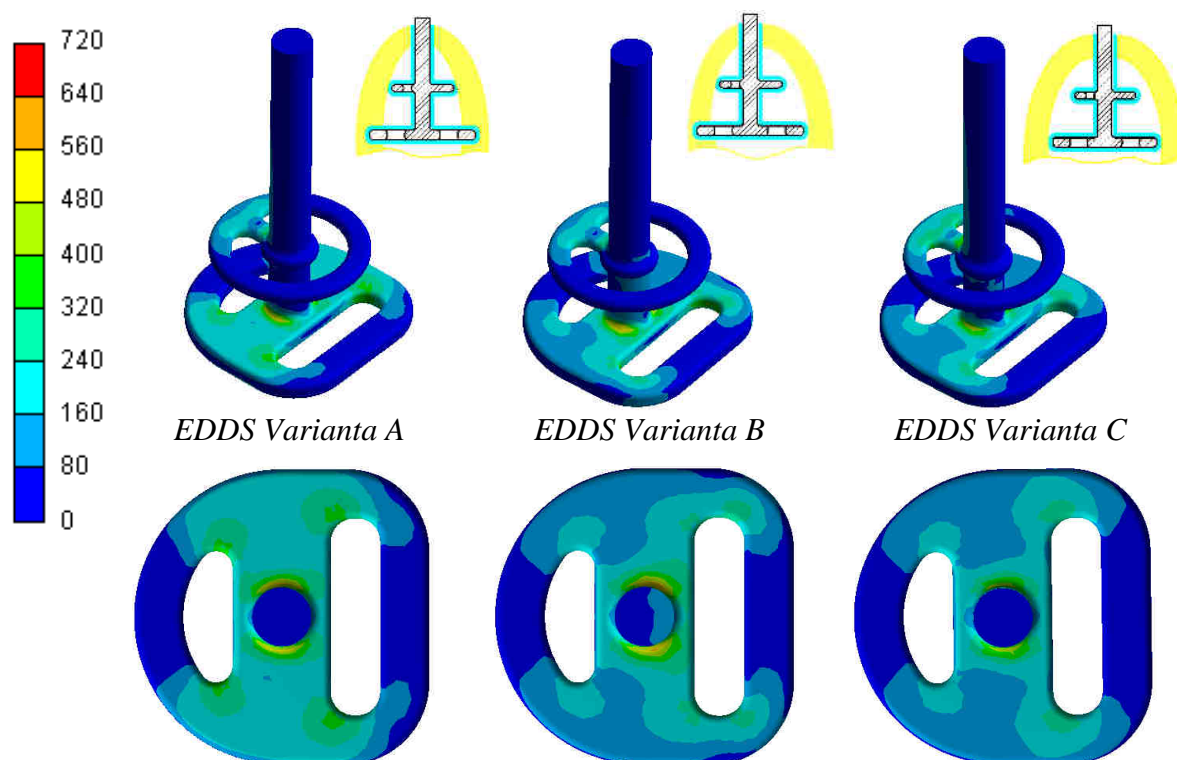
Obr. 9.45 Hlavní napětí S1 v kosti a)EDS, b) EDDS



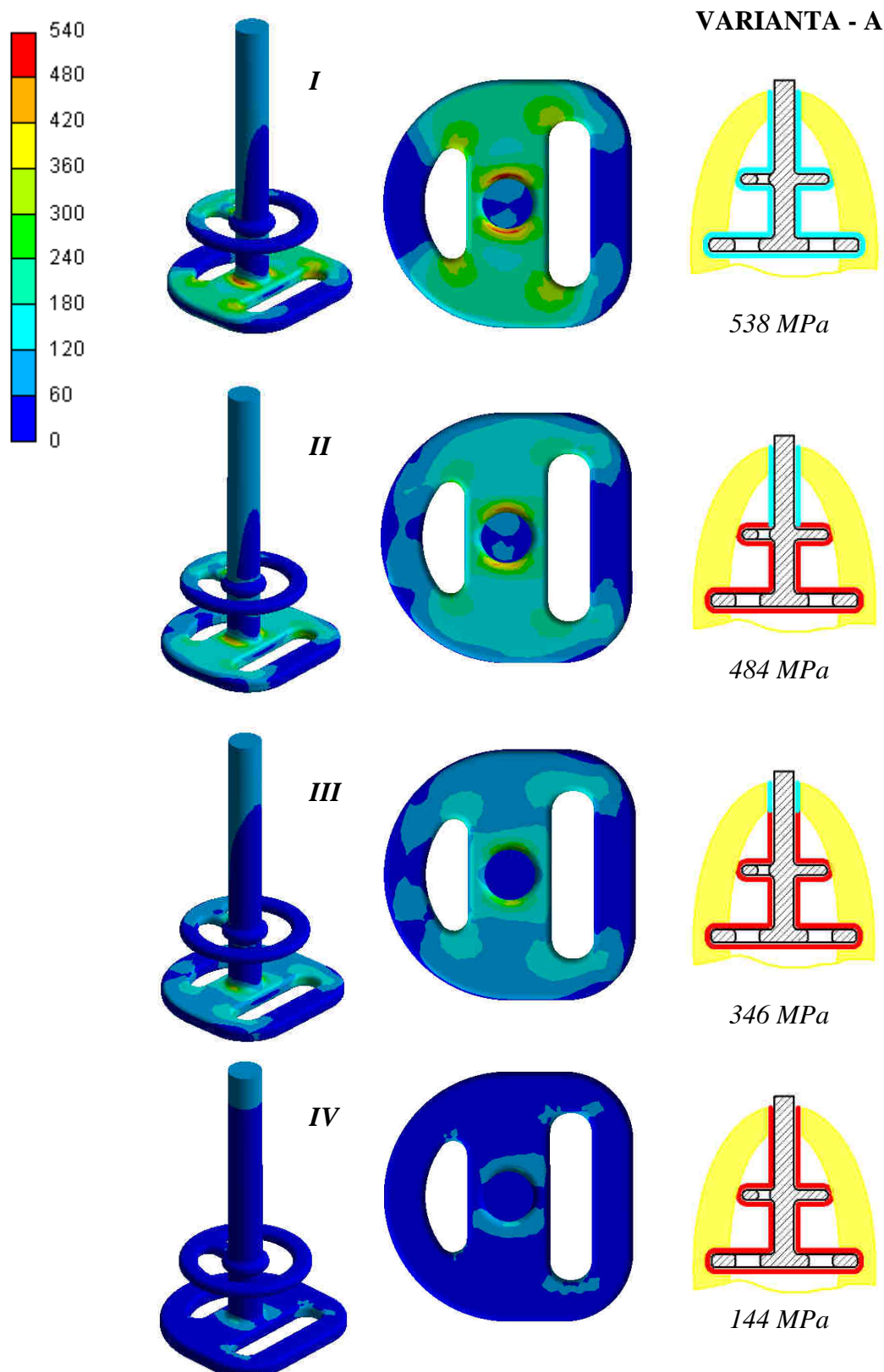
Obr. 9.45 Hlavní napětí S3 v kosti a)EDS, b) EDDS



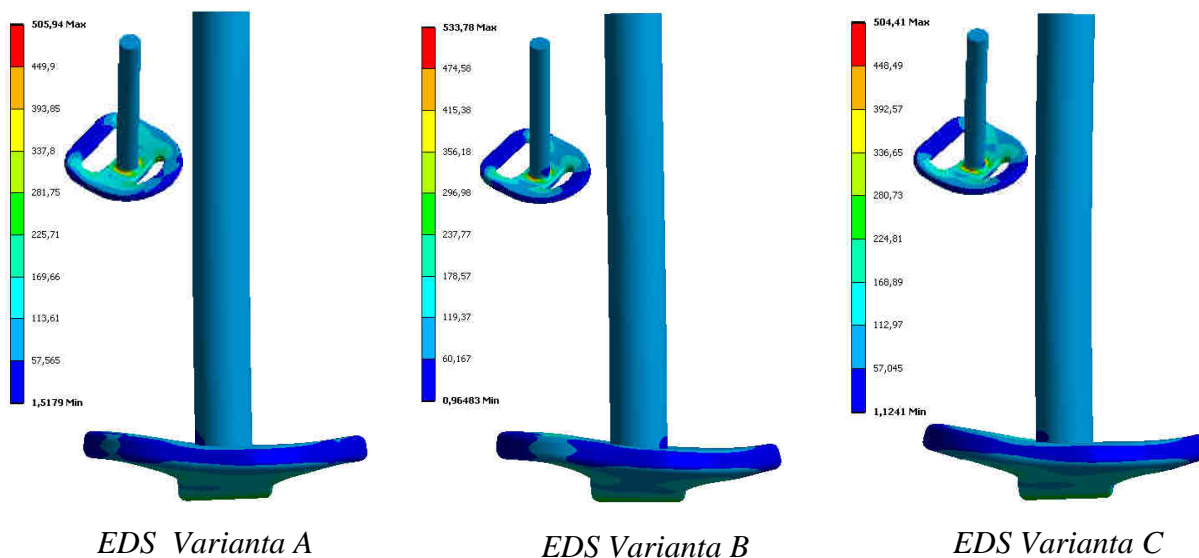
Obr. 9.47 Redukované napětí HMM - porovnání variant uložení A, B a C implantátu EDS



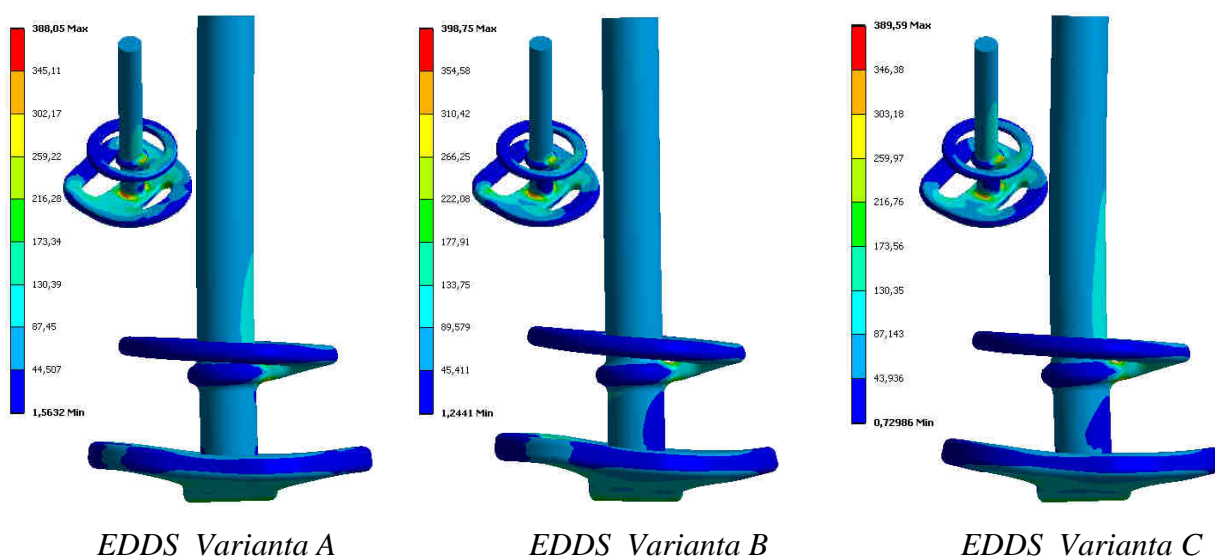
Obr. 9.48 Redukované napětí HMM - porovnání variant uložení A, B a C implantátu EDDS



Obr. 9.49 Vliv oseointegrace na redukované napětí HMH pro implantát EDDS, uveden je případ uložení variantou A a pro spongiózu s modulem pružnosti 100 MPa.



Obr. 9.50 Redukované napětí HMM při 40-ti násobném měřítku deformace - EDS



Obr. 9.51 Redukované napětí HMM při 40-ti násobném měřítku deformace - EDDS

Z časových důvodů jsou v prezentaci výsledků uvedeny jen ty obrázky, popisující napětově deformační stavy, které byly z hlediska řešení podstatné. Srovnání jednotlivých variant uložení a stádií vhojení a porovnání vlivu přidaného disku by zabralo množství obrázků, které by neměly praktický význam.

10 ZÁVĚR

Cílem této diplomové práce bylo provedení napěťově deformační analýzy čelisti se zubním implantátem. Nejprve byla zpracována podrobná rešeršní studie týkající se řešeného problému. Dále je uvedena základní anatomie související s řešením problému a týkající se oblasti zubních implantátů, za účelem orientace v použité terminologii.

V této práci byl vytvořen model spodní čelisti se zubním implantátem typu BOI od dr. Ihdeho. Výpočtový model byl řešen ve třech variantách pro různé typy uložení implantátu v čelisti. Jelikož je implantát určen výrobcem k okamžitému zatěžování, byl na všech modelech nastavován různý typ kontaktu podle stupně oseointegrace.

Protože jsou implantáty určeny pro jedince, kteří mají problémy s osteoporózou kosti, byla provedena citlivostní analýza vlivu modulu pružnosti spongiózní kosti. Z deformačně napěťové analýzy vyplynulo, že maximální hodnota napětí vzniká v oblasti implantátu, kde krček přechází do disku. Nebezpečné napětí dosahovalo hodnot 700 MPa při zavedení implantátu pouze do jedné části kompaktní kosti (varianta B). „Nejlepším“ řešením byla varianta kdy byl implantát zaveden přes celou šířku kosti a opřen o vnější i vnitřní část kompaktní kosti. Celý výpočet byl statický, ale v běžném životě hraje důležitou roli také dynamické zatěžování. Např. při náhlém skusu tvrdého sousta může hodnota napětí několikanásobně vzrůst. To může mít za následek iniciaci trhliny a následné zlomení implantátu.

V diplomové práci byly splněny cíle zadání. Bylo zjištěno, jakým způsobem se projevuje vliv oseointegrace kosti s implantátem. Pro posouzení mezního stavu kostní tkáně, z důvodů možné atrofie, byly vykresleny hlavní napětí S1 a S3 a zjišťoval se stav, kdy dochází k přetěžování kosti a naopak místa, kde kost je zatěžována nedostatečně.

Z časových důvodů a omezení, které souvisí s výpočetní technikou a licenčním omezením výpočtového software ANSYS, byla tato diplomová práce vytvořena na dané rozlišovací úrovni. Pro zvýšení úrovně modelu by bylo vhodné zvážit následující faktory:

- Provedení citlivostní analýzy i na kost kompaktní s uvažováním ortotropních vlastností kompaktní kosti.
- Vytvořit model celé čelisti včetně kloubu a svalů a provést napěťově deformační analýzu pro celou tuto soustavu.

- Provedení kvalitativního srovnání řešeného implantátu s jiným typem implantátu určeného pro sníženou denzitu kosti, případně se šroubovým implantátem.
- Uvažovat vliv různých typů zatížení tj. účinek bočních sil apod.
- Vytvořit model, kdy bude implantát vsazen do vazivové tkáně a nebude oointegrován.

Tyto faktory by byly náplní navazujícího doktorského studia.

11 POUŽITÁ LITERATURA

- [1] Čihák, R.: Anatomie 1. Praha, Avicenum, 1987, ISBN 80-7169-970-5
- [2] Šimůnek A. a kol: Dentální implantáty, Nucleus HK, 2001, ISBN 80-86225-15-1
- [3] Ihde, S.: Principles of BOI, Springer-Verlag Berlin Heidelberg 2005, ISBN 3-540-21665-0
- [4] Hellwing, E., Klimek, J., Attin, T.: Záchovná stomatologie a parodontologie, Grada Publishing a.s., Avicenum, Praha, 2003, ISBN 80-247-0311-4
- [5] Yamazaki Masao: Estetické restaurativní ošetřování: komplexní protetické sanace, Quintessenz, Praha, 2005, ISBN 80-903181-7-7
- [6] Hubertus Spiekermann: Implantology, New York, Thieme, 1995, ISBN 0-86577-561-3 (TNY)
- [7] Bücking Wolfram: Dentální typy a triky, Berlín, Praha, Quintessenz, 2007, ISBN 978-80-86979-01-4
- [8] Gérard M. Scortecchi, Carl E. Misch, Klaus-U Benner: Implants and Restorative Dentistry, Taylor & Francis, 2001, ISBN 1-85317-703-2
- [9] Valenta Jaroslav a kolektiv: Biomechanika, Academia Praha, 1985
- [10] Klepáček Ivo, Mazánek Jiří: Klinická anatomie ve stomatologii, Grada Publishing, Praha, 2001, ISBN 80-7169-770-2
- [11] Michael Bortin, překlad T. Dostálová: Implantáty ve stomatologii, Quintessenz, Praha, 1996, ISBN 80-902118-1-X
- [12] <http://www.implant.com/aio/index.php?page=149&cmd=&target=home>
- [13] Bc. Karel Drlík: Aplikace reverzního inženýrství při rekonstrukci strojních dílů DP, VUT-Ústav strojírenské technologie, Brno, 2006
- [14] Petrtýl M, Máca I.: Silové účinky mezi zuby při skusu, Sborník konference, Skelte 2000
- [15] Petrtýl M, Máca I.: Experimentální verifikace sil mezi zuby při kousání a žvýkání mužů, Tábor 2001
- [16] <http://meditech.cardiff.ac.uk/29March-2007/presentations/Giuseppe%20Cevola.ppt>
- [17] <http://jdr.iadrjournals.org/cgi/reprint/81/9/613>
- [18] <http://jdr.iadrjournals.org/cgi/reprint/81/9/52>

- [19] <http://www.matweb.com/>
- [20] Vrbka M.: Napětově deformační analýza fyziologického a patologického kyčelního kloubu, FSI Junior konference 2003, Brno 2003.
- [21] www.orthobiomech.info/surgery.htm

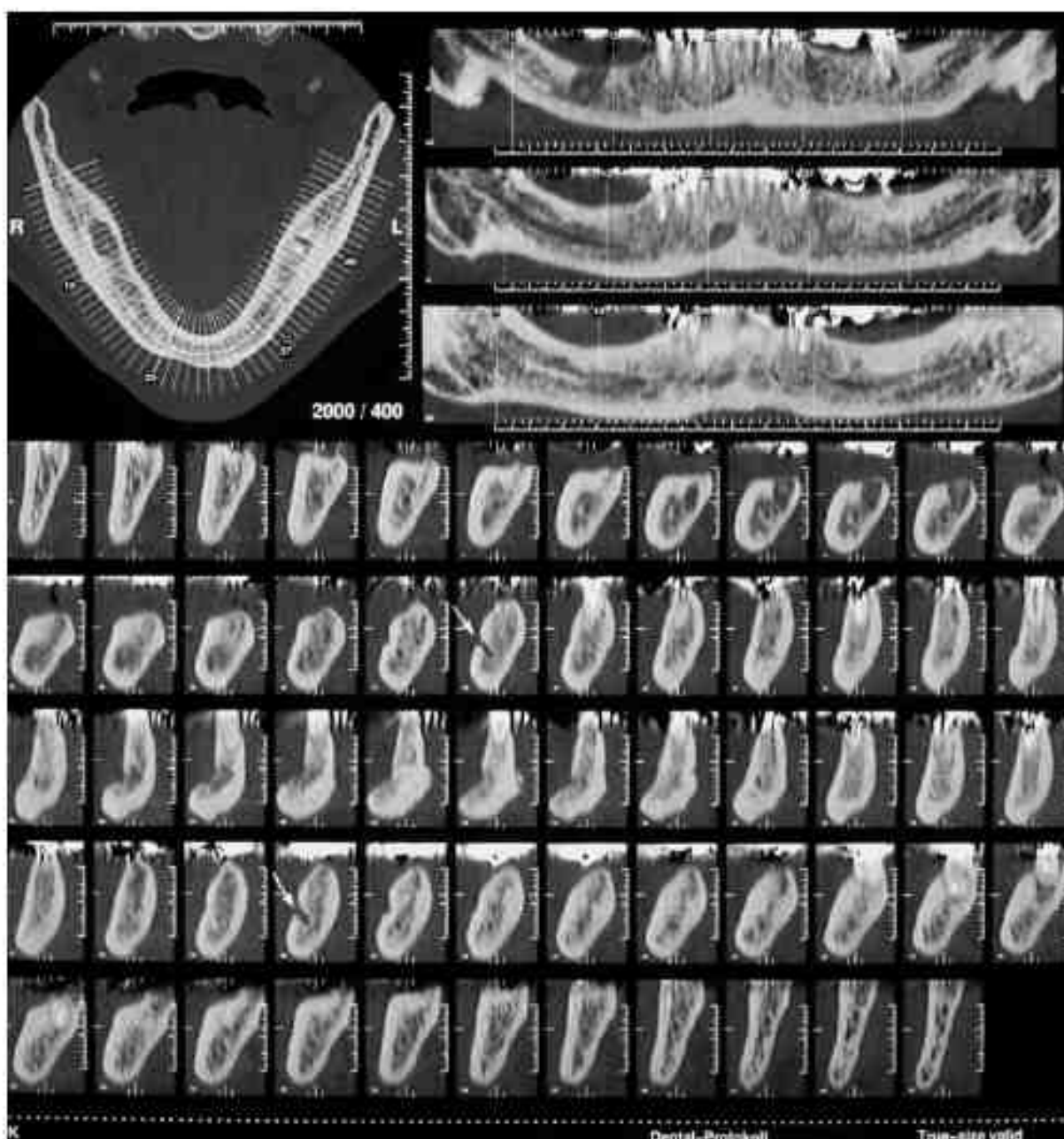
12 PŘÍLOHY

PŘÍLOHA 1

www.dzg.at/images/dental_CT.pdf

Název práce: Dental CT: imaging technique, anatomy, and pathologic conditions of the jaws.

Autor: André Gahleitner, G. Wattem, H. Imhof



Obr. 12.1 Kompletní CT záznam spodní čelisti s částečným chrupem.

PŘÍLOHA 2



Diskos® EDS

Best-Code	Bezeichnung	SH1	SH2	SH3	SA	€
461426	EDS 7 G6/H6	0,7 - 0,9				109,00
461445	EDS 9 G5/H4	0,7 - 0,9				109,00
461446	EDS 9 G6/H6	0,7 - 0,9				109,00
461449	EDS 9 G9/H10	0,7 - 0,9				109,00
461451	EDS 9 G11/H14	0,7 - 0,9				109,00

461454	EDS 10 G4/H2	0,7 - 0,9				109,00
461455	EDS 10 G5/H4	0,7 - 0,9				109,00
461458	EDS 10 G6/H6	0,7 - 0,9				109,00
461460	EDS 10 G8/H8	0,7 - 0,9				109,00
461462	EDS 10 G10/H12	0,7 - 0,9				109,00
461466	EDS 12 G6/H6	0,7 - 0,9				109,00
461468	EDS 12 G8/H8	0,7 - 0,9				109,00

Obr. 12.2 Různé rozměry implantátů EDS – převzato z katalogu [12]



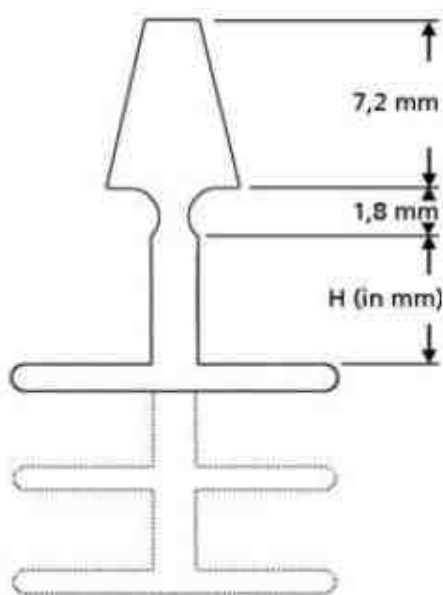
Diskos® EDDS

Best-Code	Bezeichnung	SH1	SH2	SH3	SA	€
461514	EDDS 9/7 7/H8	0,6 - 0,8	0,6		3	119,00
461520	EDDS 10 G4/H2	0,6 - 0,8	0,6		3	119,00
461521	EDDS 10 G5/H4	0,6 - 0,8	0,6		3	119,00
461522	EDDS 10/7 G4/H2	0,6 - 0,8	0,6		3	119,00
461523	EDDS 10/7 G5/H4	0,6 - 0,8	0,6		3	119,00
461524	EDDS 10/7 G6/H6	0,6 - 0,8	0,6		3	119,00
461526	EDDS 10/7 G8/H8	0,6 - 0,8	0,6		3	119,00
461530	EDDS 12/8 G5/H4	0,6 - 0,8	0,6		3	119,00
461531	EDDS 12/8 G6/H6	0,6 - 0,8	0,6		3	119,00
461532	EDDS 12/8 G7/H8	0,6 - 0,8	0,6		3	119,00

Obr. 12.3 Různé rozměry implantátů EDDS – převzato z katalogu [12]

PŘÍLOHA 3

Příklad značení implantátu: **EXDD 10/7 G4/H4**



- E** Vnější závit 0,25 mm
I Vnitřní závit
X Tloušťka disku u jednoho disku $\geq 0,8$ mm
 Vzdálenost disků 5 mm u dvojité disků
 (bez „X“ 3 mm vzdálenost disků)

Další značení

- S** Obdélníkový tvar disku
A Asymetrický dřík
CSD Průměr dříku

Jednodílný BOI®

- D/B** Jedno - diskový BOI®
DD/BB Dvou - diskový BOI®
DDD/BBB Tří - diskový BOI®
10 Průměr v mm (bazální kotouč)
7 Průměr v mm (největší šířka)
 (Anatomický BOI s různými průměry disků)
G Kalibrovaný dřík v mm G odpovídá 1.5 mm
 Závit je 3.3 mm dlouhý
H Výška dříku v mm



- SH 1-3** Výška disků
 (jednotlivé disky)
SA Vzdálenost disků
QS Příčný přechod

Obr. 12.4 Značení dentálních implantátů BOI – převzato z katalogu [12]